

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Postgraduální doktorský program v biomedicíně

Studijní obor: Experimentální chirurgie



MUDr. Kristián Güttler

Vliv mechanické závislosti komponent totální náhrady loketního kloubu
na délku přežití implantátu v organismu

The impact of the mechanical dependence of the components of total elbow
replacement on implant survivorship

Disertační práce

Školitel:

doc. MUDr. Ivan Landor, CSc.

Praha, 2011

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze 1. 2. 2011

MUDr. Kristián Güttler

Podpis

Identifikační záznam:

GÜTTLER, Kristián. *Vliv mechanické závislosti komponent totální náhrady loketního kloubu na délku přežití implantátu v organismu. [The impact of the mechanical dependence of the components of total elbow replacement on implant survivorship].*

Praha, 2011. Počet stran 85. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze,

1. lékařská fakulta, Ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol. Vedoucí práce Landor, Ivan.

Abstrakt:

Disertační práce podává na základě dlouhodobých klinických zkušeností přehled o možnostech rekonstrukčních operací ireverzibilně poškozeného loketního kloubu a o jednotlivých konstrukčních proudech ve vývoji totální náhrady loketního kloubu.

Klinická studie byla zaměřena na srovnání nestišťeného implantátu loketního kloubu Souter-Strathclyde, který se na našem pracovišti používá od roku 1987, a polostištěného implantátu Coonrad-Morrey, jehož implantaci jsme zavedli v 90. letech. Nevýhody implantátu Souter-Strathclyde vidíme v poměrně složité operační technice a užší indikaci, která nepřipouští větší primární nestabilitu operovaného lokte a velké kostní defekty. Z těchto důvodů preferujeme na našem pracovišti v posledních letech totální náhradu loketního kloubu Coonrad-Morrey. Hlavním problémem pro dlouhodobé přežití tohoto implantátu je především opotřebení polyetylenového vložkování volného závěsu. Řešením je výměna tohoto závěsu dříve, než se rozběhne významná otěrová reakce, vedoucí v konečném důsledku k uvolnění celého implantátu. Vypracovali jsme metodiku, která stav polyetylenové vložky zmapuje a zároveň prověří integraci humerální a ulnární komponenty v kostním lůžku. Tak může být včas indikována jednoduchá výměna závěsového mechanismu, která významně prodlouží celkové přežití implantátu. Metoda měření je založena na odečtu údajů z computerové tomografie loketního kloubu v několika polohách. Pomocí upraveného softwaru jsme schopni změřit relevantní údaje pro zhodnocení stavu závěsu a integrace dřívků.

Abstract:

Drawing on long-term clinical experience, the dissertation provides an overview of the options for the reconstructive surgery of irreversibly damaged elbow joints and the individual structural directions in the development of total elbow replacements.

The clinical study focuses on the comparison of the unconstrained Souter-Strathclyde elbow implant, which has been used at our workplace since 1987, and the semiconstrained Coonrad-Morrey implant, which we started to use in the nineties. The disadvantages of the Souter-Strathclyde implant consist of a relatively complex surgery technique and narrower indication which does not permit larger primary instability of the operated elbow and large bone defects. Due to these reasons in recent years the Coonrad-Morrey total elbow replacement has been the preferred option at our workplace. The main problem as regards the long-term survival of this implant is especially the wear of the polyethylene bushings of the floppy hinge. This can be solved through an early replacement of this hinge before substantial abrasive wear develops ultimately leading to the loosening of the whole implant. We have elaborated a methodology that maps the condition of the polyethylene bushings and at the same time examines the integration of the humeral and ulnar component in the bone bed. Therefore, a simple replacement of the hinge mechanism may be indicated early thus significantly extending the survival of the implant. The measurement method is based on data readings from computer tomography of the elbow joint in several positions. We are using customized software to measure the relevant data for the evaluation of the condition of the hinge and the integration of the stems.

Klíčová slova:

Endoprotéza loketního kloubu, nestišťený implantát, polostišťený implantát, volný závěs, polyetylenová vložka

Key words:

Total elbow replacement, unconstrain implant, semiconstrain implant, floppy hinge, polyethylene bushings

Poděkování:

Rád bych tímto poděkoval doc. MUDr. Ivanu Landorovi, CSc., a prof. MUDr. Antonínu Sosnovi, DrSc., kteří mě seznámili s touto zajímavou problematikou současné ortopedie, jež se zabývá náhradami loketního kloubu. Především děkuji svému školiteli doc. MUDr. Ivanu Landorovi, CSc. za odborné vedení mé disertační práce a za cenné rady a připomínky při vzniku vědeckých studií, které jsou nedílnou součástí mého výzkumu.

Dále bych rád poděkoval RNDr. Janu Krásenskému, bez jehož pomoci by tato práce nikdy nevznikla, doc. MUDr. Běle Drugové, DrSc., a MUDr. Pavlu Štursovi za jejich vzácný čas a spolupráci.

OBSAH

1	SHRNUTÍ SOUČASNÝCH POZNATKŮ	8
1.1	Úvod	9
1.2	Cíl práce	9
1.3	Historie rekonstrukčních výkonů na loketním kloubu	10
1.4	Současné modely totální náhrady loketního kloubu	15
1.5	Indikace totální náhrady loketního kloubu	25
1.6	Anatomie loketního kloubu	28
1.7	Operační přístup a základy operační techniky	32
2	KLINICKÁ STUDIE	37
2.1	Úvod	38
2.2	Popis implantátů	38
2.3	Materiál a metodika	42
2.4	Výsledky	44
2.5	Diskuse	52
2.6	Výměna závěsu totální náhrady Coonrad-Morrey	57
2.7	Závěry	58
3	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	59
3.1	Úvod do problému	60
3.2	Metodika	62
3.2.1	Manuální odečet opotřebení závěsu	63
3.2.2	Automatický odečet opotřebení závěsu	66
3.2.3	Hodnocení integrace dřívků	68
3.3	Materiál	71
3.4	Výsledky	71
3.5	Diskuse	76
3.6	Závěr	77
	ZÁVĚREČNÉ SHRNUTÍ	78
	LITERATURA	79

1 SHRNUTÍ SOUČASNÝCH POZNATKŮ

1.1 ÚVOD

Totální náhrada loketního kloubu patří v ortopedickém světě k nepříliš frekventním výkonům. Nicméně jako jediná z radikálních výkonů dokáže nemocným s těžkým postižením loketního kloubu ať už revmatoidní artritidou nebo následkem úrazu zajistit stabilní bezbolestný rozsah pohybu, který je nutný minimálně k bezproblémovému sebezaopatření nemocného. Bezbolestná pohyblivost a stabilita loketního kloubu je dále nezbytná i k většině pracovních úkonů a často i k lokomoci nemocného. Poměrně malá frekvence totální náhrady loketního kloubu souvisí nesporně s větším množstvím komplikací, než jsme zvyklí vidat u rutinně prováděných kloubních náhrad, tedy u náhrad kyčelního a kolenního kloubu, jejichž vysoká úspěšnost je dnes již všeobecně známa (LANDOR 2009, ROZKYDAL 2009, 2010, ŠŤASTNÝ 2009, VAVŘÍK 2009, WEISSINGER 2010). Je to důsledek významné koncentrace sil v oblasti relativně malého kloubu, k níž dochází při běžných úkonech každodenního života. Biomechanické studie ukázaly, že například při oblékání a jídle dosahují síly působící na kloub poloviny tělesné hmotnosti. Při zvedání těžších předmětů (20 - 30 kg) trojnásobně převyšují tělesnou hmotnost jedince (NICOL 1977). Implantát loketní náhrady musí tedy splňovat značně vysoké nároky na kvalitu použitých materiálů, ale i na konstrukci kloubního spojení, která hraje rozhodující roli v dlouhodobém přežití implantátu v kostním lůžku. Velké množství různých modelů a různých koncepcí totálních náhrad loketního kloubu je důkazem toho, že optimální řešení zatím neexistuje. Nicméně postupně se zlepšující výsledky a rozšiřování indikací svědčí o tom, že metoda si razí úspěšně cestu vpřed. V porovnání s náhradami nosných kloubů je to jistě cesta trnitá, ale v současné době má již totální náhrada loketního kloubu v repertoáru ortopedické operativy svou pevnou pozici.

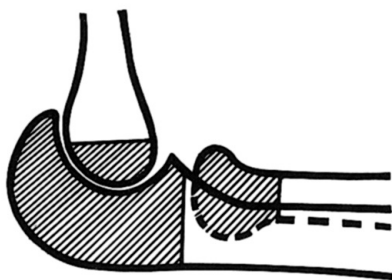
1.2 CÍLE PRÁCE

Cílem naší práce bylo na základě dlouhodobých klinických zkušeností podat ucelený přehled o možnostech rekonstrukční operativy ireverzibilně poškozeného loketního kloubu a o jednotlivých konstrukčních proudech ve vývoji totální náhrady loketního kloubu. Srovnáním klinických výsledků jsme dále chtěli prezentovat klady a zápory nestišťeného a polostištěného modelu totální náhrady loketního kloubu. Experimentální část práce je věnována přípravě a ověření techniky, která umožní pomocí zobrazovacích metod vyčerpávajícím způsobem zmapovat rozsah pohybu v loketním kloubu. Metoda by v první fázi měla posloužit při sledování funkce totální náhrady loketního kloubu.

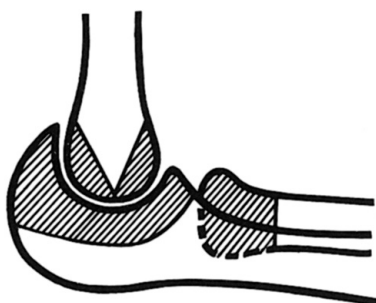
1.3 HISTORIE REKONSTRUKČNÍCH VÝKONŮ NA LOKETNÍM KLOUBU

Funkci těžce a prakticky ireverzibilně destruovaného loketního kloubu zánětlivým nebo degenerativním postižením lze více či méně zlepšit pouze radikálním rekonstrukčním výkonem. Mezi radikální výkony na loketním kloubu patří resekční artroplastika, resekční plastika s interpozicí, artrodéza, hemiartroplastika a totální náhrada.

Historie těchto rekonstrukčních výkonů na loketním kloubu začíná počátkem 19. století. První resekční artroplastiku popsali již v roce 1805 Park a Moreau (PARK 1805) a v roce 1882 Ollier (OLLIER 1882), který tuto techniku prováděl už ve větším měřítku. Operační výkon se skládal z rozsáhlé resekce distálního humeru a proximálních částí radiu a ulny. Nejčastější indikací byla ankylóza loketního kloubu v extenzi v důsledku tuberkulózního zánětu. Toto postavení prakticky anulovalo sebezaopatření nemocného, zejména pokud bylo postižení oboustranné. Výsledkem takové operace byl sice relativně nebolestivý, pohyblivý, ale velice nestabilní loketní kloub. Pozdějším propagátorem resekční artroplastiky byl Herbert (HERBERT 1958). Ten aplikoval resekční artroplastiku i u pacientů s revmatoidní



Obr. 1
Schéma resekční plastiky
a) podle Herberta

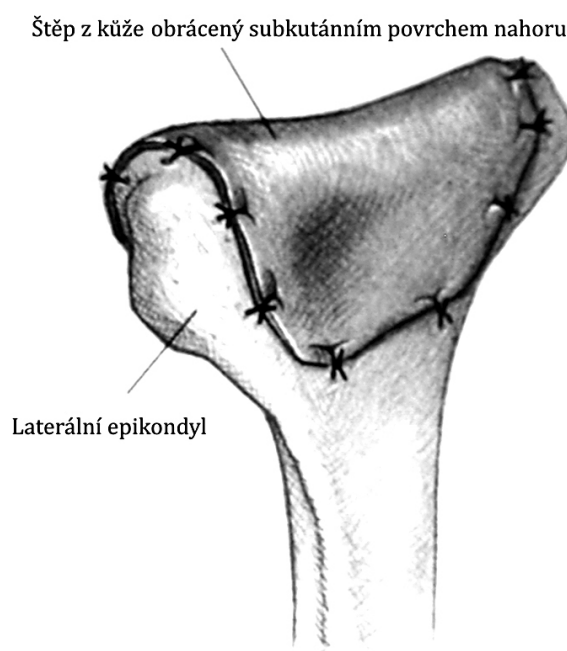


b) podle Haase

artritidou. Oboustrannou ankylózu loketního kloubu v extenčním postavení považoval za absolutní indikaci k operačnímu řešení. Za relativní indikaci k operačnímu řešení považoval oboustrannou flekční ankylózu a jednostrannou extenční ankylózu. Proti předchozím variantám byla resekce kosti mnohem menší a jeho technika operace byla na rozdíl od předchozích autorů přísně extraperiostální. Autor přitom vycházel z toho, že „décollement“ periostu by při menší resekci vedlo k reankylóze. Herbert považoval jakékoliv interpozitum nejen za neúčinné, ale dokonce za škodlivé (obr. 1a).

Další v řadě resekčních plastik je operační technika Haase (HAAS 1930), která byla sice publikována mnohem dříve než práce Herbertova, ale je daleko pokrokovější. Haas totiž resekoval distální humerus do tvaru klínu tak, aby bylo vytvořeno fulcrum pro ulnu

resekovanou prakticky jen v rozsahu kloubní plochy. Periost používal autor jako interpozitum (obr. 1b). Uvedený výkon významně zlepšil stabilitu resekovaného lokte a zároveň stál na počátku trendu resekčních plastik s interpozitem. Haasovu plastiku modifikoval Vainio (VAINIO 1970), který resekci omezil na nezbytný rozsah. Resekoval prakticky jen kloubní povrchy humeru, ulny a hlavičku radia. Pečlivě šetřil i ligamentózní aparát kloubu. Z kožního štěpu velikosti 6 x 6 cm, který odebral z levého hypogastria, vytvořil interpozitum. To upevnil epidermální stranou na kloubní povrch humeru (obr. 2). Proti původní Haasově plastice byla tak dále zlepšena stabilita loketního kloubu. Výkon v této modifikaci byl Vainiem značně zpopularizován v revmatochirurgii loketního kloubu. Ve Spojených státech amerických popularizoval tuto operační techniku v roce 1902 Murphy (MURPHY 1905), který jako interpoziční materiál obhajoval fascii a tuk. Častěji byla používána fascie, konkrétně fascia lata. Jako interpozitum byly používány další nejrůznější materiály homogenní, heterogenní, autogenní i alogenní. Již v roce 1918 se zmiňuje Baer (BAER 1918) o použití cínu, zinku, silikonu, celuloidu, gumy, dekalifikované kosti a prasečího močového měchýře.



Obr. 2
Schéma resekční plastiky podle Vainia
(Vainio 1970)

V současné době jsou resekční artroplastiky, ať již s interpozitem nebo bez něho, indikovány zřídka. Nutná kostní resekce způsobuje již primárně větší či menší nestabilitu a následná kostní resorpce tuto nestabilitu ještě zhoršuje. Resekční artroplastiky zůstávají možností u mladších nemocných s extenčními ankylózami po těžších posttraumatických destrukcích. Spíše se však s nimi můžeme setkat při recidivující infekční komplikaci totální náhrady loketního kloubu (obr. 3a, b).

Artrodéza loketního kloubu je velmi ojedinělým výkonem, protože pohyblivý loketní kloub je pro základní denní činnosti zcela stěžejní. Jako indikace jsou uváděny hlavně



Obr. 3

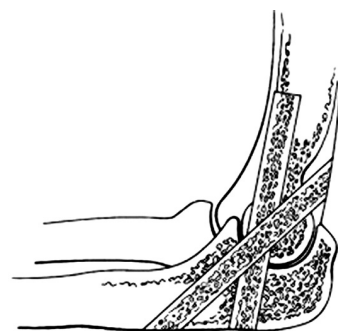
Stav po extrakci totální náhrady loketního kloubu pro infekci

a) RTG snímek

b) Pacient 6 týdnů po extrakci náhrady

perzistující infekce v oblasti loketního kloubu včetně tuberkulózy. V této indikaci popsal jako jeden z prvních artrodézu Hallock v roce 1932 (HALLOCK 1932). Jinou indikací jsou nemocní s těžce destruktivním loketním kloubem, kteří od výkonu očekávají pevný, stabilní loket pro těžkou manuální práci. U jednostranného postižení loketního kloubu je artrodéza prováděna v 90stupňové flexi, která je přijatelná pro většinu činností spojeným se sebeobsluhou. V případě oboustranné artrodézy fixujeme postavení u jednoho loketního kloubu ve 110stupňové flexi, aby si pacient dosáhl na ústa, a v 65stupňové flexi u druhého loketního kloubu pro zajištění osobní hygieny.

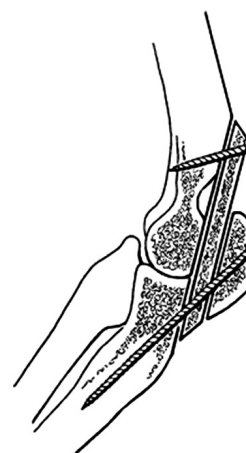
Artrodéza loketního kloubu je vzhledem k jedinečné anatomii loketního kloubu a dlouhé páce předloktí obtížný operační výkon. Pro úspěšnou artrodézu je důležitá dobrá kvalita kosti. Většina autorů používá štěpy odebrané z tibie nebo lopaty kosti kyčelní, jimiž po resekci kloubních ploch přemostuje oblast lokte (BRITTAIN 1942, STAPLES 1952)



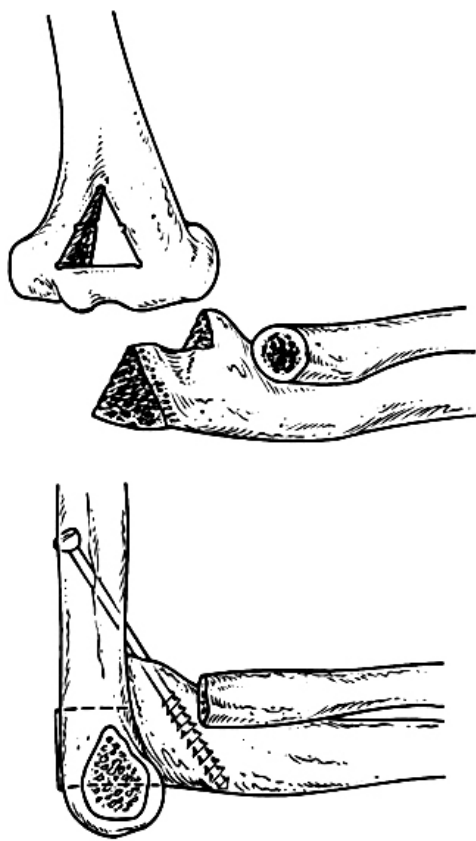
Obr. 4

Schéma artrodézy loketního kloubu štěpem (Canale 2008)

a) podle Brittaina

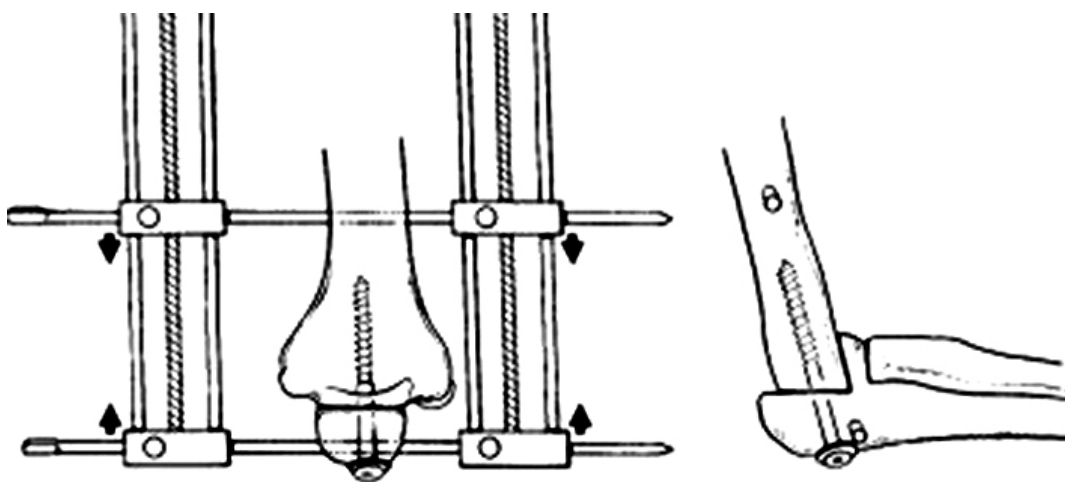


b) podle Staplese



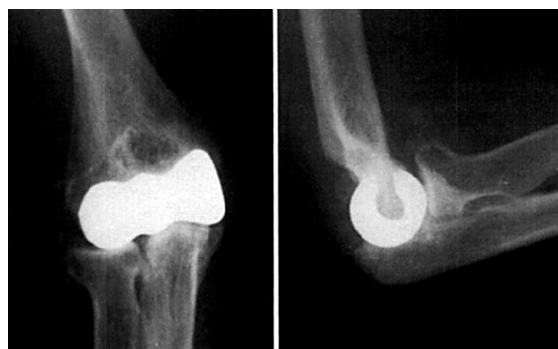
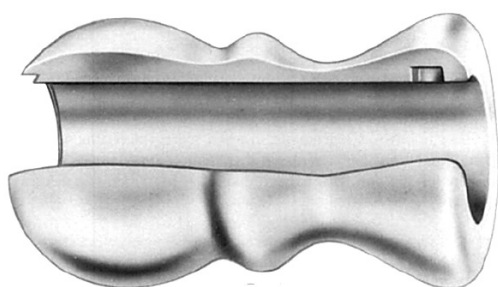
Obr. 5
Schéma artrodézy loketního kloubu
podle Arafílese (Canale 2008)

(obr. 4a, b). Arafíles publikoval pro tuberkulózní artritidu poměrně originální řešení, kdy olekranon resekovaný do tvaru trojúhelníku fixuje v oblasti nad trochleou do tvarově stejně připraveného otvoru (ARAFÍLES 1981), (obr. 5). Všechny uvedené metody jsou spojeny s dlouhodobou fixací sádrovým obvazem. Jinou možností je stabilizace na zevním fixátoru, kterou navrhuje ve své práci Müller (MÜLLER 1979) (obr. 6), nebo fixace dlahovou osteosyntézou, kterou uvádí Spier (SPIER 1973). Součástí výkonu je vždy resekce hlavičky radia pro obnovení pronace a supinace předloktí. Na našem pracovišti artrodézu nepoužíváme. Jedná se o kloub, jehož hlavní funkcí není nosnost, ale pohyb. Proto v případech, kde z nějakého důvodu nelze použít totální náhradu, preferujeme resekční plastiku doplněnou vhodnou stabilizační ortézou.



Obr. 6
Schéma artrodézy loketního kloubu podle Müllera (Canale 2008)

Vykročení k totálním náhradám znamenaly hemiartroplastiky. Hemiartroplastika byla poprvé popsána Robineauem v roce 1927 (ROBINEAU 1927). Ten nahradil distální humerus kovovým implantátem, který byl pokryt gumou. Jako další modely můžeme uvést akrylovou hemiartroplastiku Mellena a Phalena (MELLEN 1947) nebo vitaliovou náhradu proximální ulny Johnsona a Schleina (JOHNSON 1970). Řada návrhů totálních náhrad loketních kloubů vyšla po uvedení bezcementově fixované povrchové náhrady distálního humeru Streeta a Stevense (STREET 1974) v roce 1974. (obr. 7).



Obr. 7
Náhrada distálního humeru podle Streeta a Stevense (Street 1974)



Obr. 8.
Extrahovaná totální náhrada loketního kloubu Dee, která se uvolnila 3 roky po implantaci na rozhraní cementového pláště a kosti

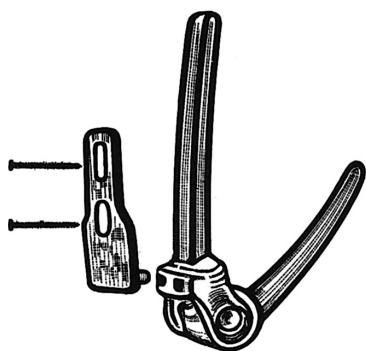
První totální náhradou byl kovový závěs, publikovaný Boeremou a de Waardem v Holandsku roku 1942 (BOEREMA 1942). V následujících letech se vynořila celá řada závěsných modelů totální náhrady loketního kloubu. Jejich společným jmenovatelem byl plně stištěný závěs (full constrain) a velká kostní resekce diktovaná rozměrem závěsu. Takový závěs umožňoval pohyb pouze v jedné rovině. Vzhledem k charakteru pohybu ve fyziologickém loketním kloubu působily na implantát při běžné zátěži velké síly, které se koncentrovaly na rozhraní mezi implantátem a kostí. Jde zejména o axiální

síly („push-pull“), které vznikají při pohybu lokte v sagitální rovině. Dále jsou to síly rotační, působící při pronačně-supinačních pohybech, jež jsou významně umocněny resekci humerálních epikondylů, resp. z ní plynoucí ztrátou funkce kolaterálních vazů. Cyklické působení uvedených sil, jen dočasně kompenzovaných často neadekvátními způsoby fixace, bylo důvodem uvolnění prakticky všech loketních náhrad této generace, i když byly bezprostředně po operaci velmi úspěšné (obr. 8). Po jejich následné extrakci vznikal značně nestabilní a funkčně zcela insuficientní loketní kloub. Výše zmíněné nedostatky vedly k vývoji celé škály moderních náhrad loketních kloubů, které se snaží uvedený problém různým způsobem řešit.

1.4 SOUČASNÉ MODELÝ TOTÁLNÍ NÁHRADY LOKETNÍHO KLOUBU

V posledních čtyřiceti letech se vynořilo poměrně velké množství modelů totální náhrady loketního kloubu, které se snaží z různých aspektů řešit uvedené problémy prvních náhrad. Některé zazářily jen na chvíli, jiné se v různých modifikacích drží již celá desetiletí na předních místech ve frekvenci užití. Rozdělit tyto náhrady systematicky je obtížné. Poměrně úspěšně se o to pokusil Souter, který člení současné náhrady loketního kloubu podle druhu artikulačního mechanismu a způsobu fixace komponent (SOUTER 1985).

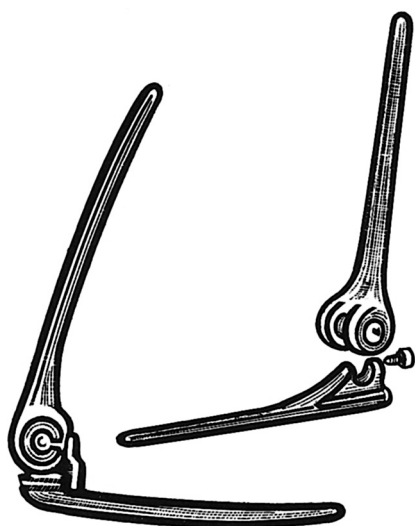
I. skupina - stištěný závěs, který měl koncentraci sil vznikajících při pohybu lokte kompenzovat doplňkovou fixací dřívku. Představitelem této skupiny je Nederpeltova endoprotéza. Autor přídatně fixoval zacementovaný dřív protézy s kovovou dlahou umístěnou na dorzální kortikális humeru, kterou zajišťoval šroubem k intramedu-



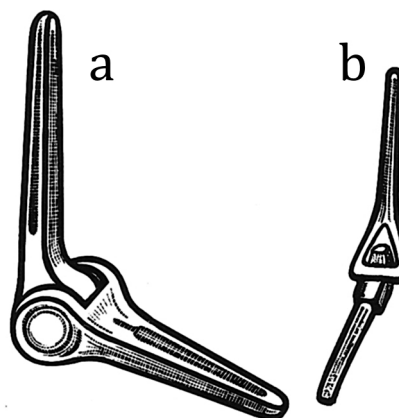
Obr. 9
Totální náhrada loketního kloubu
podle Nederpelta

lárnímu dřívku (obr. 9). Tato technika měla předejít uvolnění, ale bohužel úkol nesplnila. Proto autor v roce 1980 modifikoval endoprotézu aplikací polyetylenového čepu do závěsu, což vedlo k jeho uvolnění, a tak i ke snížení vlivu nežádoucích axiálních sil na dřívky implantátu (NEDERPELT 1975). Tímto krokem však Nederpeltova protéza vlastně plynule přešla do skupiny polostištěných závěsů. Nederpeltova náhrada je navíc závěsem mohutným, vyžadujícím zbytečnou resekci epikondylů humeru, a tedy i kolaterálních vazů.

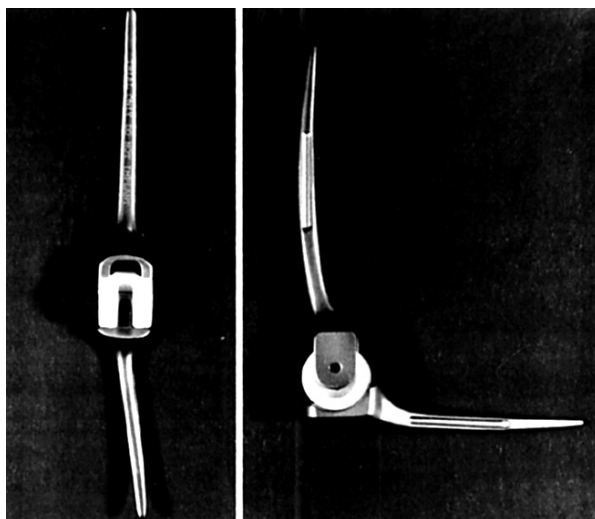
II. skupina – stíštěný závěs zúžený. Závěs je zúžen do té míry, aby při implantaci bylo možné zachovat epikondyly humeru a kolaterální vazy. Představitelem této skupiny je například náhrada Stanmore (obr. 10). Zkušenosti s touto endoprotézou publikoval Johnson (JOHNSON 1984). U této skupiny je stále významný výskyt uvolnění.



Obr. 10
Totální náhrada loketního kloubu
Stanmore



Obr. 11
Totální náhrada loketního kloubu
a) podle Schleina
b) podle Pritchard-Walkera



Obr. 12
Totální náhrada loketního kloubu
podle Inglise (Inglis 1980)

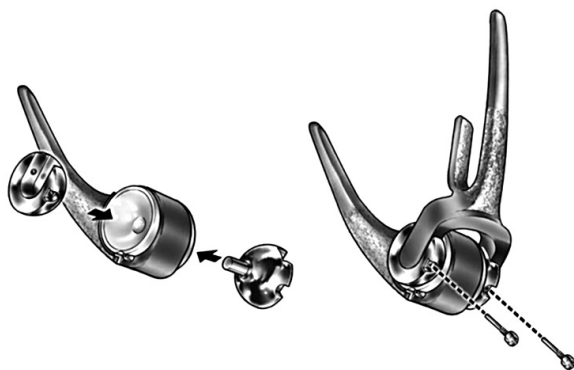


Obr. 13
Luxovaná totální náhrada loketního kloubu
podle Inglise se zlomeným nosníkem
(Inglis 1980)

III. skupina – polostištěné závěsy (floppy nebo sloppy hinges). Ulnární a humerální komponenty jsou k sobě fixovány jen určitou formou západky nebo osovým čepem s polyetylenovou vložkou. Oba způsoby fixace dávají závěsu určitý stupeň volnosti ve smyslu dukce i rotace. Tato laxita závěsu podstatně snižuje síly, které působí na fixační rozhraní implantátu. Reprezentanty tohoto typu implantátu jsou náhrady podle Schleina (SCHLEIN 1976), Pritchard-Walkera (PRITCHARD 1977), (obr. 11a, b), Coonrad-Morreye (MORREY 1981) a druhá generace Dee (DEE 1977). Zajímavou konstrukci má trojosý implantát podle Inglise (INGLIS 1980). Posledně jmenovaná náhrada umožňuje dvanáctistupňovou volnost

(vagus/varus), ale také šestistupňovou rotaci (obr. 12). Její slabina byla v polyetylenovém nosníku, který se lámal (obr. 13). Konstrukční myšlenka Inglisova implantátu však přešla do endoprotézy Discovery, která spolu s implantátem Coonrad Morrey patří dnes mezi nejužívanější polostištěné náhrady loketního kloubu. Její výhodu proti implantátu Coonrad-Morrey vidíme především v masivní konstrukci závěsu, od něhož očekáváme mnohem vyšší odolnost (obr. 14a, b). Na našem pracovišti jsme v posledních letech endoprotézu Discovery rovněž zařadili do operačního repertoáru a naše krátkodobá zkušenost s tímto implantátem je velmi dobrá (obr. 15a, b).

Do *III. skupiny* patří rovněž tříkomponentové implantáty, například Mayo (MORREY 1981) a implantát Volz (BRUMFIELD 1981), (obr. 16). Jejich význam u nestišťených implantátů



Obr. 14
Totální náhrada loketního kloubu Discovery
a) schéma sestavení závěsu náhrady



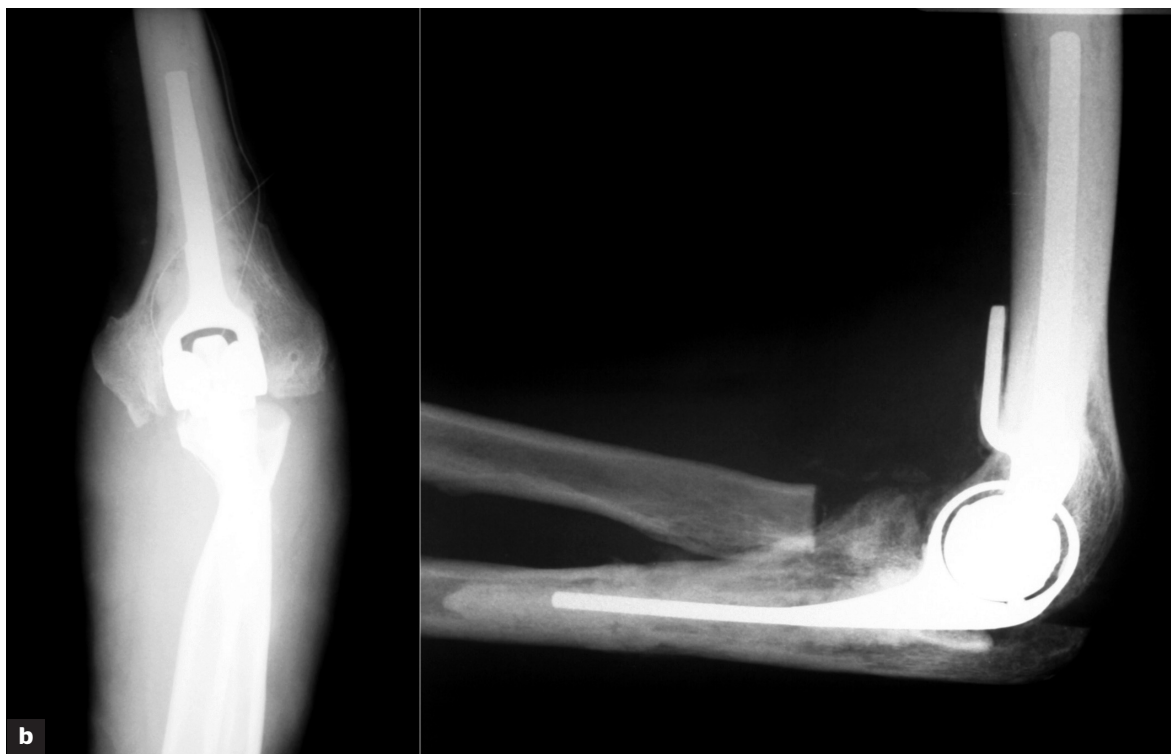
b) polyaxiální konstrukce závěsu



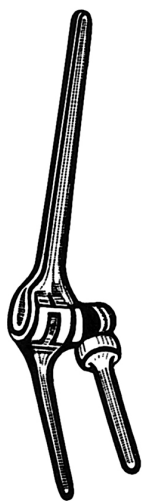
Obr. 15

Implantovaná totální náhrada loketního kloubu Discovery

a) poúrazová ankylóza loketního kloubu - předoperační RTG



b) pooperační kontrola



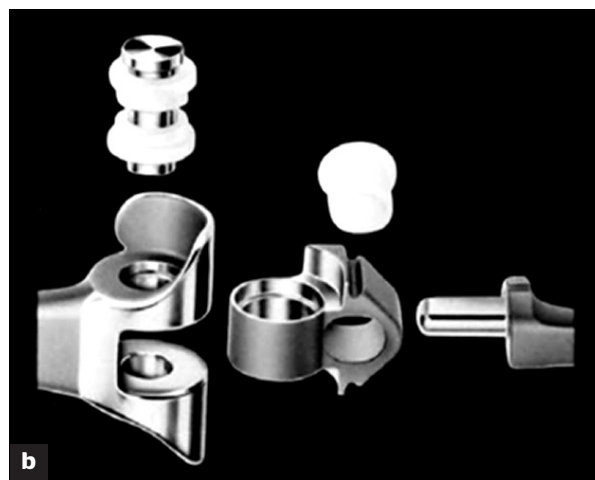
Obr. 16.
Tříkomponentová
totální náhrada
loketního kloubu
podle Volze



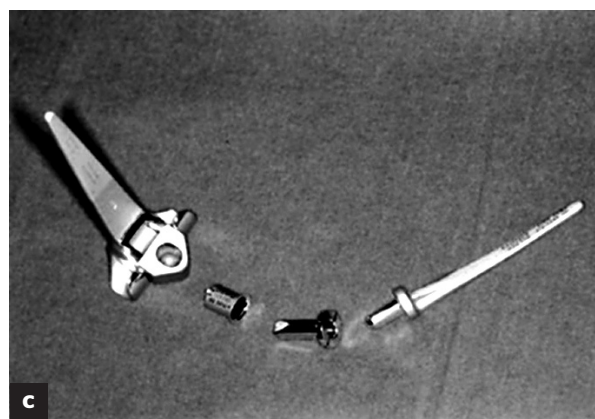
Obr. 17
Totální náhrada loketního kloubu GSB
a) složená endoprotéza

může být jistě námětem k diskuzi. V případě polostištěného implantátu je však náhrada radiohumerálního kloubu zcela kontraproduktivní.

IV. skupina – polostištěný závěs s kondylární stabilizací. Klasickým představitelem této skupiny je náhrada GSB vytvořená Gschwendem a spol. (GSCHWEND 1972). Charakteristické je spojení mezi komponentami s pěti-
stupňovou volností ve smyslu dukce a prakticky neomezenou rotací, která je dána dvoustupňovou konstrukcí závěsu. Rozšíření humerální komponenty v kondylární oblasti rozkládá přenášené síly na mnohem větší plochu, než je tomu u předchozí skupiny, ale současně umožňuje zachování kolaterálního vazivového aparátu (obr. 17a, b). Jedná se o velmi úspěšnou endoprotézu



b) konstrukce dvojitého závěsu



c) stabilizační nástavce implantátu



Obr. 18.
Uvolněná humerální komponenta totální náhrady GSB 3 roky od výkonu u mladého, fyzicky velmi aktivního nemocného. Patrná zlomenina v oblasti mediálního epikondylu

(GSCHWEND 1999), která je dnes užívána již ve své třetí generaci. Její určitou ne výhodou je možnost luxace. V případě pooperačně zjištěné nestability nebo při revizi již vzniklé luxace můžeme stav významně zlepšit aplikací nástavce ulnární komponenty (obr. 17c). V naší praxi jsme se setkali s větší otěrovou reakcí spojenou s uvolněním implantátu u mladého nemocného s velkou fyzickou aktivitou (obr. 18). Je to zřejmý projev masivního otěru relativně subtilních polyetylenových vložek. Naopak její velké pozitivum je možnost současné rekonstrukce distálního humeru díky kondylární stabilizaci (obr. 19a, b).

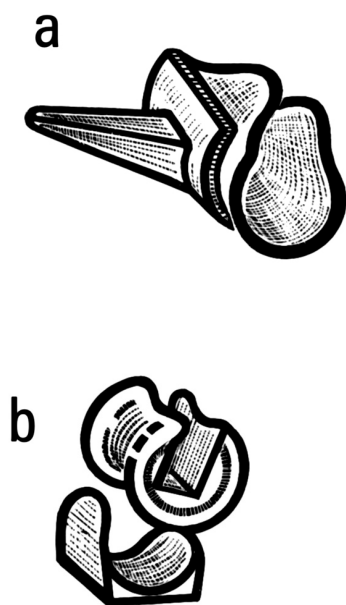


Obr. 19
a) Pakloub po tříštivé zlomenině distálního humeru



b) Stav vyřešen rekonstrukcí distálního humeru na totální náhradě GSB

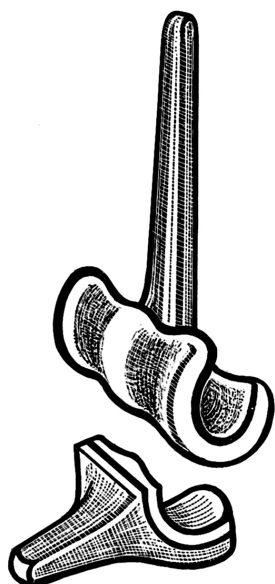
V. skupina - povrchové náhrady (shell-fit surface replacements). Patří sem zcela nestištěné náhrady, které jsou implantovány na vhodně upravenou trochleu humeru a olekranon. Rozsah kostní resekce je minimální. Tyto náhrady přinášejí dobré výsledky pouze u nemocných s kvalitní kostní tkání, kterých je mezi indikacemi k náhradě relativně velmi málo. Mezi tyto implantáty patří náhrady podle Lowe-Millera (LOWE 1984) nebo Kuda (KUDO 1980), (obr. 20).



Obr. 20
Totální náhrady loketního kloubu
V. skupiny
a) podle Kuda
b) podle Lowe-Millera



Obr. 22
Totální náhrada loketního kloubu podle Kuda
poslední generace
a) bezcementová a cementovaná varianta

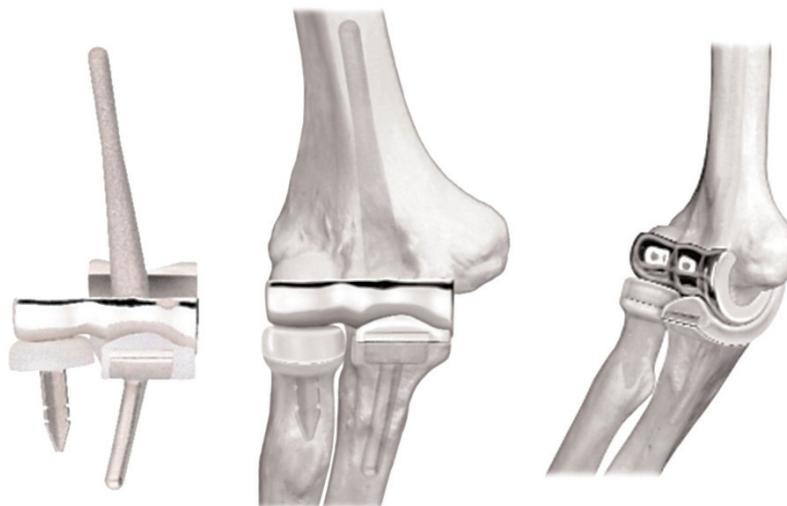


Obr. 21
Totální náhrada loketního
kloubu podle Ewalda

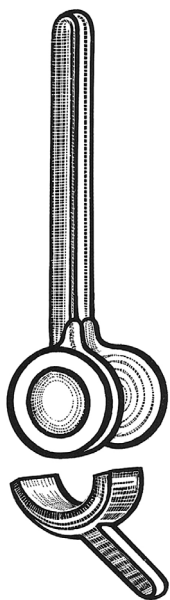


b) RTG loketního kloubu ošetřeného bezcementovou
variantou

VI. skupina – povrchové náhrady s nitrodřeňovým dříkem. Kloubní povrch těchto náhrad je utvářen podle stejných principů jako u předchozího typu. Je však stabilizován nitrodřeňovým dříkem jak v humeru, tak v ulně, což činí jeho indikační šíři podstatně větší. Hlavním zástupcem je Ewaldova endoprotéza (EWALD 1980), (obr. 21). Tvar trochleárního



Obr. 23 Tříkomponentová totální náhrada Sorbie Questor



Obr. 24
Totální náhrada
loketního kloubu podle
Wadswortha

povrchu dává implantátu poměrně velkou stabilitu. Tento tvar prakticky přejímá i modulární endoprotéza Acclaim. Ta svou charakteristikou však již spadá do poslední skupiny. Naopak z předchozí skupiny sem pronikla náhrada Kudo (obr. 22), která je nyní ve své poslední verzi k dispozici jak v cementové, tak v bezcementové variantě. Řadí se mezi velmi úspěšné nestišťené totální náhrady loketního kloubu, jejichž hlavní indikací je revmatoidní artritida (TANAKA 2001). Do skupiny patří i tříkomponentový implantát Sorbie Questor (obr. 23).

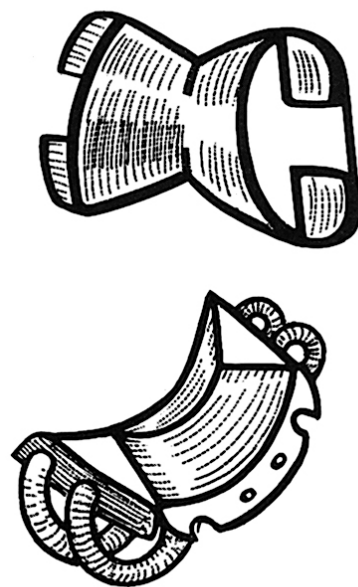
VII. skupina – nestišťené náhrady s plnou trochleou a dříky. Vychází z předpokladu, že kostní základ trochleární oblasti je velmi subtilní a pro dlouhodobou kvalitní funkci je nutné, aby náhrada měla celistvou, pevnou trochleu. Slibné krátkodobé výsledky s tímto implantátem publikoval London

(LONDON 1978), Wadsworth (WADSWORTH 1981), (obr. 24). K většímu rozšíření těchto implantátů přesto však nikdy nedošlo.

VIII. skupina – nestišťené náhrady s plnou trochleou a kondylárními křídélky. Představitelem této skupiny je implantát autorů Cavendishe a Elloye (SONI 1984), tzv. Liverpool elbow. Jeho výhodou je jednoduchá, rychlá implantace, která je doporučena u pacientů s kvalitní kostí v oblasti kondylů humeru (obr. 25). Právě z toho důvodu rovněž nepatří mezi rozšířené implantáty.

IX. skupina – nestišťené náhrady s plnou trochleou, kondylárními křídélky a dřívky. Hlavním představitelem této skupiny je sestava implantátů Strathclyde elbow dle Soutera (SOUTER 1985), (obr. 26). Jedná se o jeden z nejrozšířenějších nestišťených implantátů, který se dále vyvíjí a s nímž máme na našem pracovišti nejdelší zkušenost. Proto se stal součástí naší klinické studie.

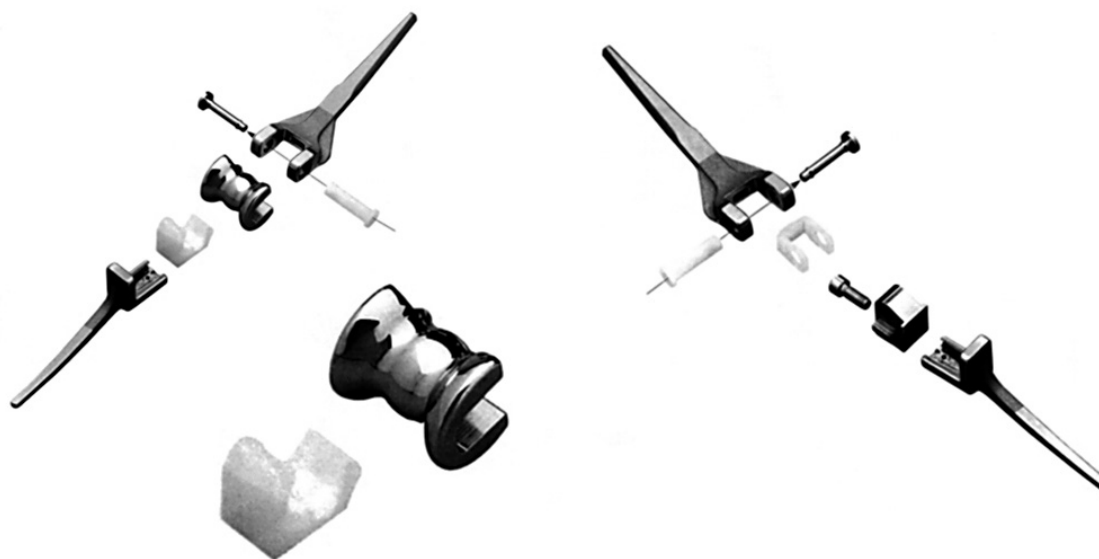
X. skupina – implantáty se zaměnitelnými moduly. Jedná se o skupinu, která v době, kdy Souter své rozdělení publikoval, nebyla k dispozici. Proto jsme si dovolili připojit ji k jeho dělení. Hlavním konstrukčním prvkem této skupiny endoprotéz je možnost volby polostištěného nebo nestišťeného modulu podle peroperačního nálezu a stability na zkušebních komponentách. Představitelem skupiny je v současné době totální náhrada Acclaim (obr. 27), kterou jsme v několika případech měli možnost použít v obou provedeních (obr. 28). Sami máme z implantátu poměrně dobrý pocit. Velmi dobré krátkodobé zkušenosti s ním publikoval Bassi (BASSI 2007).



Obr. 25
Totální náhrada loketního kloubu podle Cavendishe a Elloye



Obr. 26
Totální náhrada loketního kloubu Souter-Strathclyde



Obr. 27

Totální náhrada loketního kloubu Acclaim – schéma s nestišťeným a polostištěným modulem



Obr. 28

Totální náhrada loketního kloubu Acclaim – RTG s nestišťeným a polostištěným modulem

Z hlediska vnitřní stability můžeme v současné době rozdělit totální náhrady loketního kloubu na dvě hlavní skupiny.

Hlavní výhodou skupiny nestišťených náhrad je anatomický koncept, který by měl ústít v relativně fyziologickou funkci kloubu s perspektivou dlouhodobého výsledku. Nevýhodou je obtížnější příprava kostního lůžka a zejména absolutní nutnost šetřit, popřípadě rekonstruovat stabilizační struktury loketního kloubu. Jejich relativně korektní funkce je jednou z hlavních podmínek pro indikaci nestišťené náhrady. Důležitým handicapem této skupiny je logicky možnost luxace, která se u publikovaných souborů pohybuje v průměru 5 - 10 %. Hlavní indikací nestišťených náhrad jsou nemocní s loktem destruovaným revmatoidní artritidou, kde je dostatečné množství kostní tkáně k ukotvení komponent endoprotézy, a jak již bylo zmíněno výše, odpovídající ligamentózní aparát. Nestišťený loket nelze použít v případě velkých kostních defektů, eventuálně pakloubů v oblasti lokte a velkých osových deformit. Vhodný není ani jako revizní implantát.

Polostištěné implantáty disponují velkou vnitřní stabilitou, která umožňuje jejich použití prakticky ve všech případech, kde se jedná o silně destruovaný nestabilní loket s osovou deformitou ať už revmatického nebo traumatického původu. Stišťená náhrada je rovněž vhodná jako revizní implantát. Výhodou je i jednodušší operační technika při přípravě kostního lůžka a fixaci náhrady. Limitujícím faktorem této skupiny je konstrukce závěsu, která obsahuje relativně subtilní polyetylenové prvky, jež se standardním užíváním poměrně intenzivně opotřebovávají. Toto opotřebení je spojeno s tvorbou polyetylenového otěru a hlavně s reakcí na něj, což může ústít v defekty kostního lůžka a uvolnění implantátu (bushing wear).

1.5 INDIKACE TOTÁLNÍ NÁHRADY LOKETNÍHO KLOUBU

Hlavním úkolem při rekonstrukčních výkonech na loketním kloubu je obnovení funkce loketního kloubu v co největším rozsahu. Znamená to především úlevu od bolesti při současném obnovení hybnosti a stability. Při indikaci k totální náhradě loketního kloubu musíme pečlivě zvažovat výběr implantátu i pacienta. Jak poznamenal Morrey, stabilní, bezbolestný loket se zachováním hybnosti ve středním nebo funkčním rozsahu pohybu obvykle nevede k totální náhradě loketního kloubu (MORREY 1992). Při rozhodování o implantaci totální náhrady musíme vždy počítat s vyšším rizikem komplikací a selhání. Pacienti s revmatoidní artritidou, kteří mají limitovaný pohyb, ankylózu, nestabilitu nebo bolesti, mají obecně lepší výsledky

po implantaci totální náhrady než pacienti s posttraumatickou artrózou (LITTLE 2005). Důvodem jsou pravděpodobně vyšší pohybové nároky traumatických pacientů a každopádně větší množství infekčních komplikací.

Primární indikací k totální náhradě loketního kloubu je bolest, nestabilita a ankylóza lokte v nevýhodném postavení, popřípadě oboustranná ankylóza. U pacientů s revmatoidní artritidou s destrukcí kloubu, s bolestivou nestabilitou, s bolestivou tuhostí, které aktivity pacienta limitují a kde by jiný operační výkon (resekce hlavičky radia, synovectomie) nevedl k žádnému přínosu, jsou taktéž zpravidla indikovány k totální náhradě. Z dalších indikací můžeme uvést stavy po čerstvém traumatu u starších pacientů nebo revmatiků s tříštivými zlomeninami v oblasti lokte, kde aplikace totální náhrady polostištěného typu vede k rychlé mobilizaci loketního kloubu, aniž bychom riskovali vznik bolestivého pakloubu s omezením hybnosti a s nestabilitou při poměrně časté insuficienci osteosyntézy v porotickém terénu této lokalitě (JOST 2008). Indikací volného závěsu je i ztráta kosti způsobené nádorem.

Za absolutní kontraindikaci implantace totální náhrady je považována předchozí septická artritida loketního kloubu. Relativní kontraindikací je neuropatický kloub a špatný stav měkkých tkání kloubního svalstva.

Nejčastěji jsou k totální náhradě loketního kloubu indikováni pacienti s revmatoidní

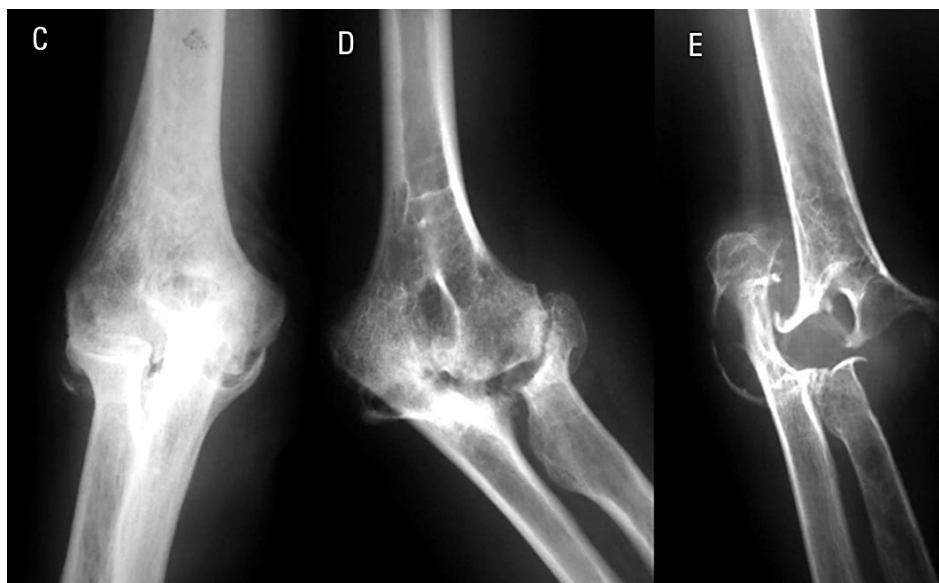


Obr. 29
Mayo klasifikace postižení revmatického lokte
a) I. stadium b) II. stadium

artritidou. Klinicky se revmatoidní postižení loketního kloubu nejdříve projevuje bolestí, zánětlivými změnami měkkých tkání a později poškozením kostního povrchu. Při další progresi onemocnění dochází k omezení hybnosti a nestabilitě.

Morrey ve své Mayo klasifikaci rozlišuje pět rentgenologických stadií (MORREY 1992):

I. stadium: otok měkkých tkání s možnou osteoporosou, dominuje synovialitida (obr. 29a);



Obr. 29

Mayo klasifikace postižení revmatického lokte c) III.A stadium d) III.B stadium e) IV. stadium

II. stadium: zúžení kloubní štěrbiny, architektura kloubu je normální, dominuje synovialitida (obr. 29b);

III.A. stadium: značné zúžení kloubní štěrbiny, lehká alterace kostní architektury, nevýznamná synovilitida (obr. 29c);

III.B. stadium: hluboké eróze olekranu, trochley a capitulum humeri, nevýznamná synovilitida (obr. 29d);

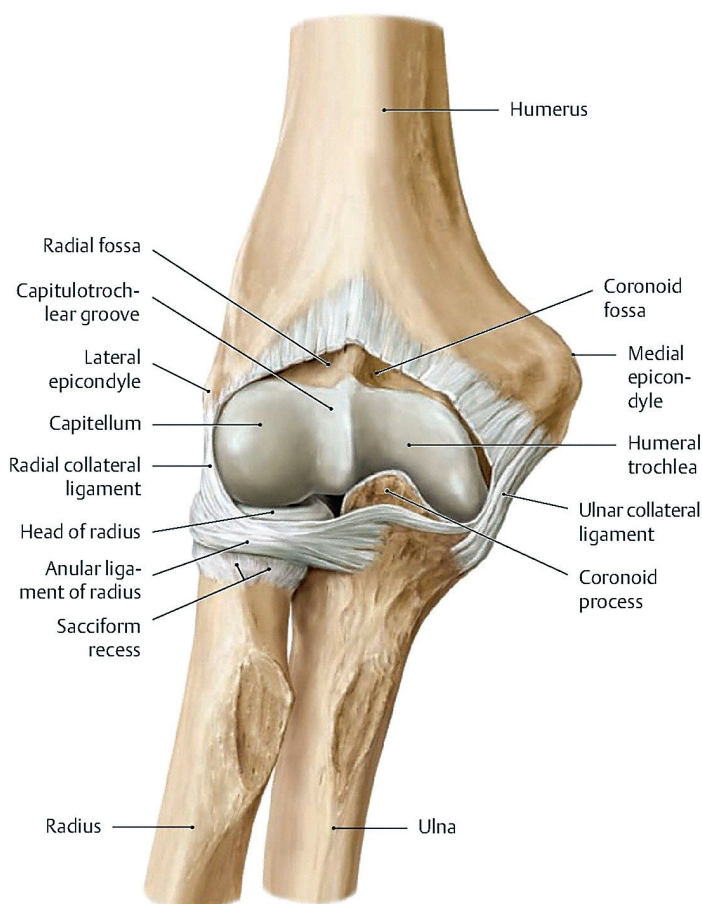
IV. stadium: úplná destrukce kloubu s kompletní ztrátou normální kloubní kontury, instabilita, vyhaslá synovialitida (obr. 29e);

Při procesu revmatického poškození lokte můžeme využít široké spektrum operačních výkonů. Při počátečném stadiu revmatického poškození lokte, tedy v I. a II. stadiu, je indikována synovectomie s eventuálním odstraněním hlavičky radia, případě excize revmatických uzlů a bursy olekranu. Při pokročilém stadiu revmatického poškození lokte je dnes volbou totální náhrada loketního kloubu, přičemž ve stadiu III.A preferujeme nestišťný model, zatímco ve III.B a IV. stadiu dáváme přednost volnému závěsu (MANSAT 2001). Vedle poúrazové artrózy a tříštivých zlomenin lokte u starších nemocných a revmatiků je indikací popáleninová ankylóza. Tato ankylóza je obvykle způsobená heterotopickou kostní formací (EVANS 1966, KOLÁŘ 1959, RING 2003, SETH 1985), jejíž přesná etiopatologie zůstává neobjasněna (EVANS 1959, 1966, KOLÁŘ 1959, SETH 1985).

Heterotopická kost je umístěna buď extraartikulárně, nebo periartikulárně (BOYD 1959) a vytváří těžká funkční omezení. Při tomto postižení loketního kloubu nejsou operační výkony typu excize nebo interpoziční artroplastiky úspěšné (SETH 1985). Relativně příznivých výsledků však lze dosáhnout totální náhradou loketního kloubu (BAKSI 2009).

1.6 ANATOMIE LOKETNÍHO KLOUBU

Loketní kloub je kloub složený. Skládá se z humerální, ulnární a radiální kosti. Mezi humerální, ulnární a radiální kostí dochází ke spojení skládajícího se z kladkového kloubu: mezi trochlea humeri a incisura trochlearis ulnae (humeroulnární kloub), z kulovitého kloubu: mezi capitulum humeri a proximální jamkou na caput radii - fovea capitis radii (humeroradiální kloub) a z kolového kloubu: mezi incisura radialis ulnae a circumferentia articularis hlavice radii (proximální radioulnární kloub). Kloubní pouzdro obemyká všechna tři spojení. Nechává volné epikondyly pro začátky předloketních svalů. Ventrálně je pouzdro tenké. Nad

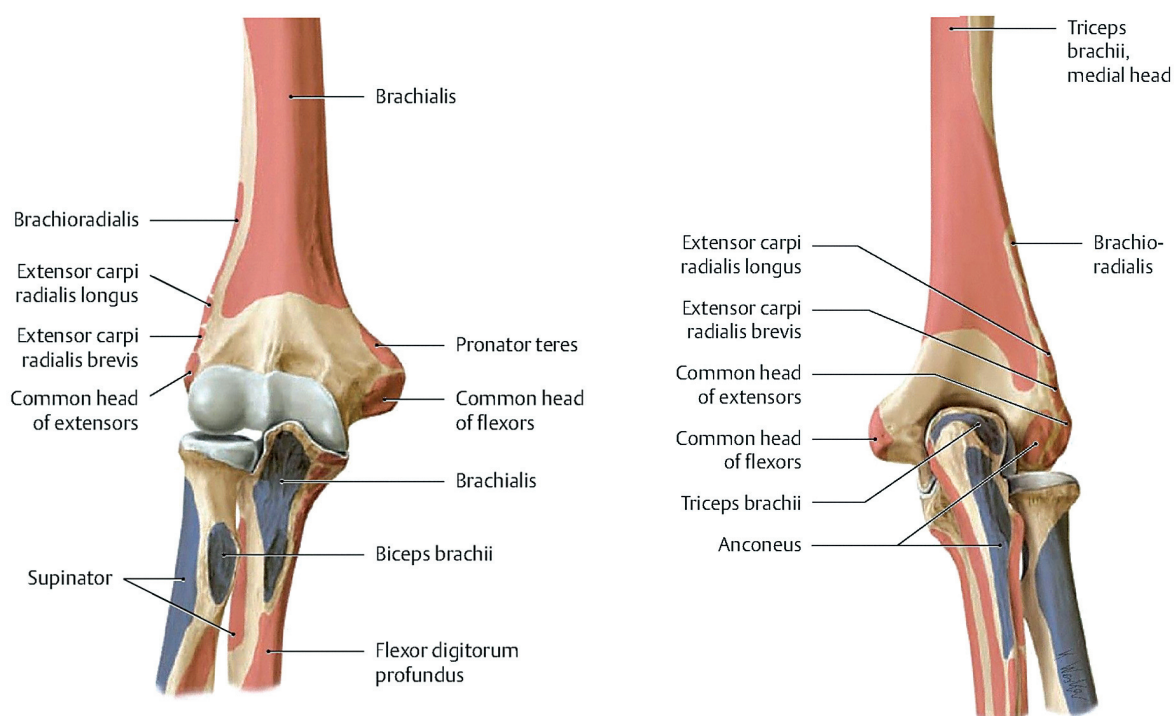


Obr. 30
Anatomie loketního kloubu - skloubení a vazový aparát (Schuenke 2007)

olekranem je pouzdro taktéž bez zesílení. Pouzdro zesilují dva postranní vazy: ligamentum collaterale radiale a ligamentum collaterale ulnare, které je složeno ze tří pruhů (ligamentum olecranonohumerale, ligamentum humerocoronoideum a ligamentum obliquum). Distální zakončení pouzdra mezi radiem a ulnou se označuje jako ligamentum quadratum (ČIHÁK 2001), (obr. 30).

V krajině loketního kloubu jsou patrné tři svalové valy (obr. 31). Horní val podmiňuje m. biceps brachii, který se upíná silnou hlavní šlachou na tuberositas radii a plochou povrchovou šlachou – aponeurosis musculi bicipitis brachii na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně. Dva postranní valy jsou podmíněny svaly začínajícími v oblasti epikondylů.

Svalové skupiny oblasti mediálního epikondylu humeru tvoří první, povrchová vrstva svalů rozbíhající se z caput communae ulnare - tedy od mediálního epikondylu humeru. Jsou to m. pronator teres, m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus a m. flexor carpi ulnaris. Druhou vrstvu tvoří m. flexor digitorum superficialis, skládající se ze dvou hlav. Caput humeroulnare začíná z caput commune ulnare pod epikondylem humeru a lig. collaterale ulnare loketního



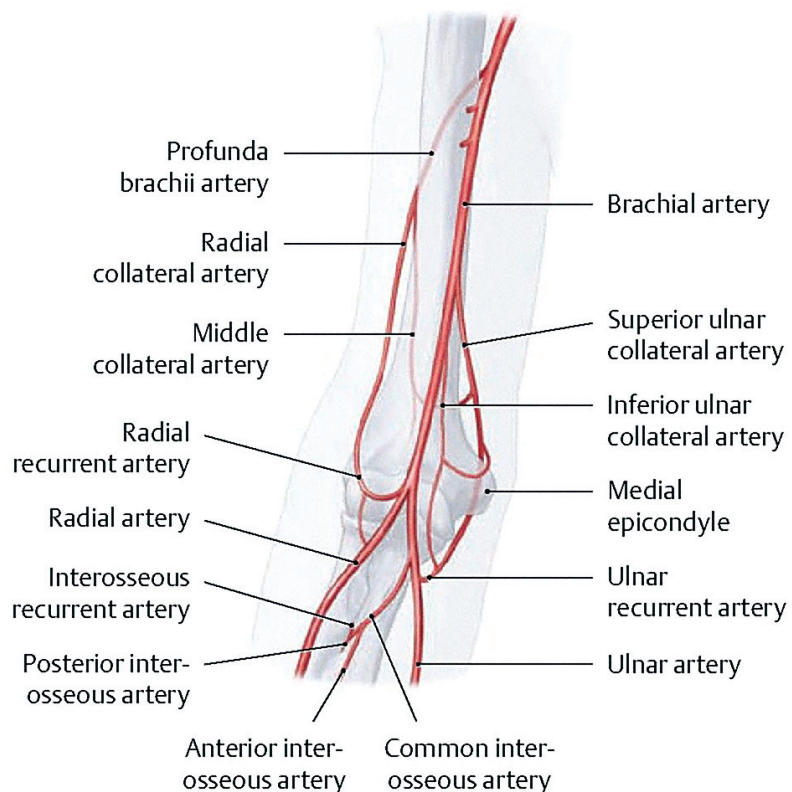
Obr. 31 Anatomie loketního kloubu - svalové úpony (Schuenke 2007)

kloubu. Caput radiale začíná na radiu, podél úponu m. supinator. Třetí vrstva obsahuje dva svaly. M. flexor digitorum profundus začínající na přední ploše ulny a m. flexor pollicis longus začínající na přední ploše radia, mezi začátkem radiální hlavy m. flexor digitorum superficialis a úponem m. pronator quadratus. Čtvrtá, hluboká vrstva obsahuje jediný sval. M. pronator quadratus, začíná na margo anterior a přední straně ulny v rozsahu distální čtvrtiny kosti.

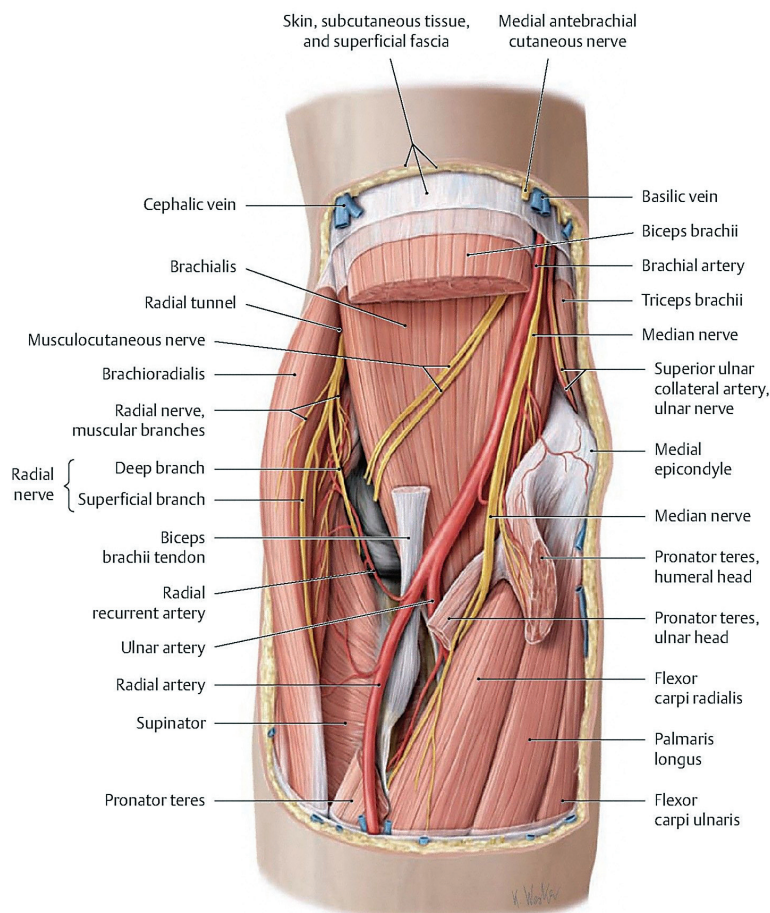
Svalové skupiny v oblasti laterálního epikondylu humeru tvoří laterální skupina předloketních svalů začínajících nad laterálním epikondylem. Jsou to m. brachioradialis, m. extensor carpi radialis longus, m. extensor carpi radialis brevis a m. supinator.

Dorzální skupina předloketních svalů tvoří povrchovou a hlubokou vrstvu. Povrchová vrstva začíná na laterálním epikondylu humeru. Zahrnuje m. extensor digitorum, m. extensor digiti minimi a m. extensor carpi ulnaris. Hluboká vrstva zahrnuje m. abductor pollicis longus začínající na zadní straně ulny, distálně od úponu m. anconeus, m. extensor pollicis brevis začínající na distální třetině radia, m. extensor pollicis longus začínající na střední třetině zadní plochy ulny a m. extensor indicis začínající na zadní ploše ulny v její distální třetině.

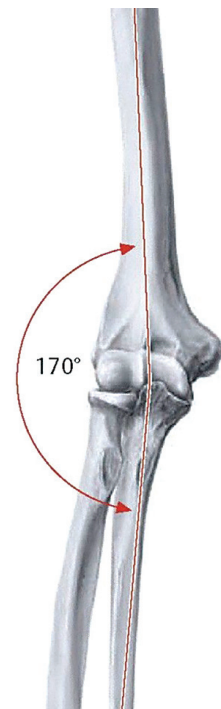
Ze svalů paže zasahují do oblasti loketního kloubu m. brachialis, který se upíná na processus coronoideus ulnae a m. triceps brachii, který se upíná na olecranon ulnae (obr. 31).



Obr. 32
Anatomie loketního
kloubu - cévní zásobení
(Schuenke 2007)



Obr. 33
Topografie fossa cubiti – pravá strana, pohled zepředu
(Schuenke 2007)

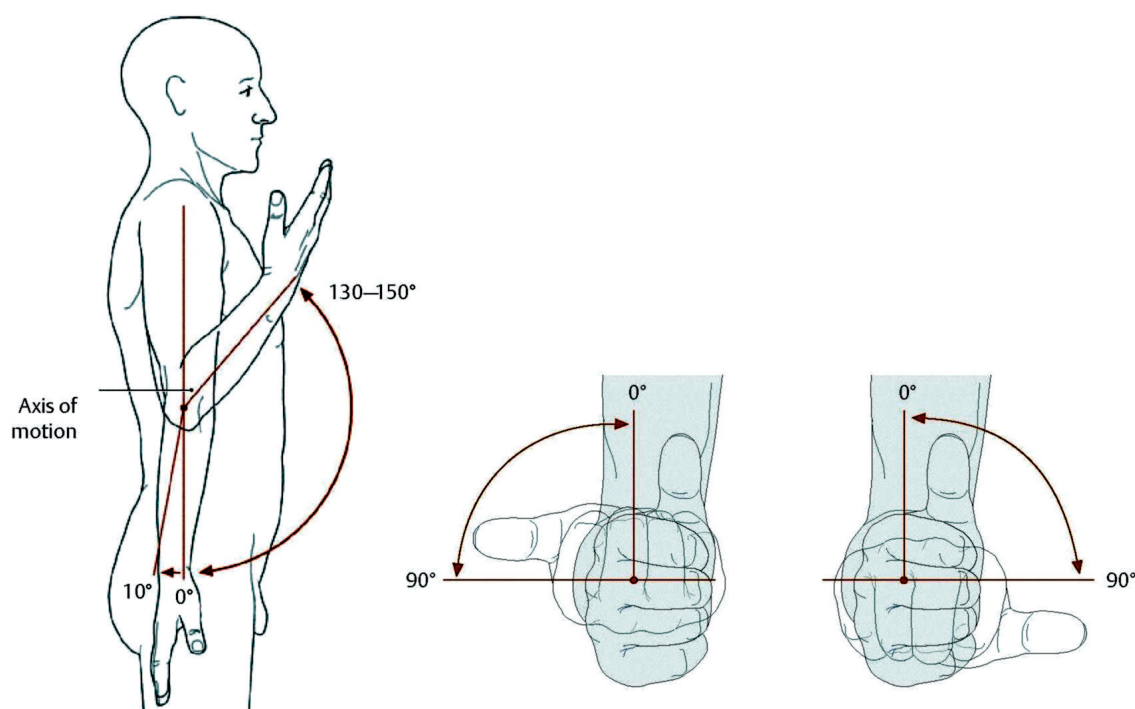


Obr. 34
Základní postavení
loketního kloubu
(Schuenke 2007)

Loketní kloub je zásoben z rete articulare cubiti, na němž se podílejí a.collateralis superior et inferior (obě z arteria brachialis), a. collateralis media et radialis (obě z arteria profunda brachii), a. recurrens radialis (z arteria radialis), a. recurrens ulnaris (z arteria ulnaris nebo arteria brachialis) a a. interossea recurrens (z arteria interossea posterior). (obr. 32, 33). Žíly z kloubu jdou do periartikulární pletně a z ní podél přírodních tepen do větších žil končetiny.

Nervy pro loketní kloub přicházejí z n. musculocutaneus, n. medianus, n. radialis (tyto nervy vysílají vlákna na přední stranu loketního kloubu) a z n. ulnaris (který společně s n. radialis vysílá vlákna na zadní stranu), (obr. 33).

Základním postavením loketního kloubu je extenze, při které svírá osa humeru s osou ulny úhel 170 stupňů (obr. 34). Flexe je možná v rozsahu 130-150 stupňů. Extenze je ukončena opřením olekranu ve fossa olecrani, často je možná hyperextenze zhruba 10 stupňů (obr. 35).



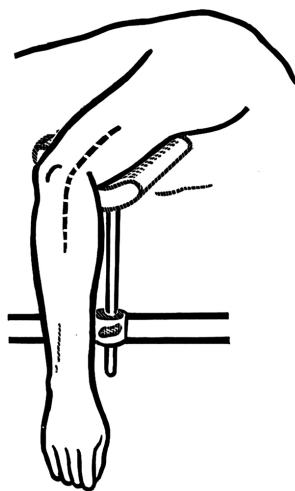
Obr. 35
Fyziologický rozsah pohybu v loketním kloubu (Schuenke 2007)

Flexe a extenze se odehrává v humeroulnárním kloubu. Souběžné pohyby jsou i ve skloubení humeroradiálním. Dalším pohybem v loketním kloubu je otáčení radia kolem dlouhé osy v humeroradiálním a radioulnárním proximálním kloubu. Tento pohyb společně s pohybem v radioulnárním distálním kloubu je základem pronace a supinace o celkovém rozsahu 180 stupňů (GRIM 2001), (obr. 35).

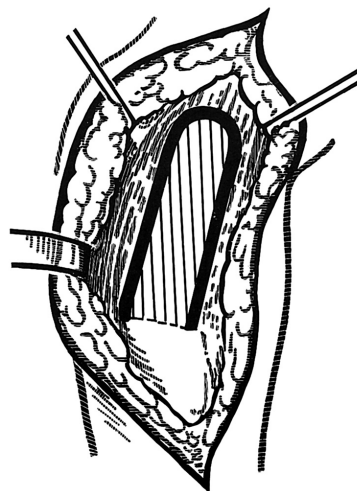
1.7 OPERAČNÍ PŘÍSTUP A ZÁKLADY OPERAČNÍ TECHNIKY

Pro totální náhradu loketního kloubu používáme zadní přístup k loketnímu kloubu popsany van Gorderem (VAN GORDER 1940). Pacient leží v poloze na zdravém boku s paží operované končetiny zajištěnou nastavitelnou podložkou tak, aby byl loket ve flexi a předloktí volně visící kolmo dolů. Nezbytná je možnost volné manipulace s končetinou v loketním kloubu.

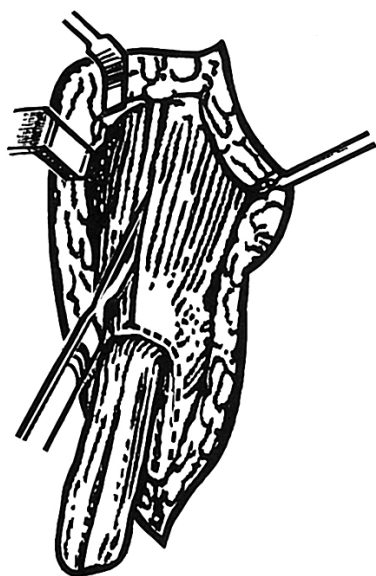
Operujeme v bezkreví, turniket je nastaven na 220 mm Hg. Začínáme podélným řezem cca 2 cm laterálně od vrcholu olekranu, zhruba 10 cm proximálně i distálně od něho (obr. 36). Preparujeme aponeurózu m. triceps brachii, kterou protneme transversálně zhruba



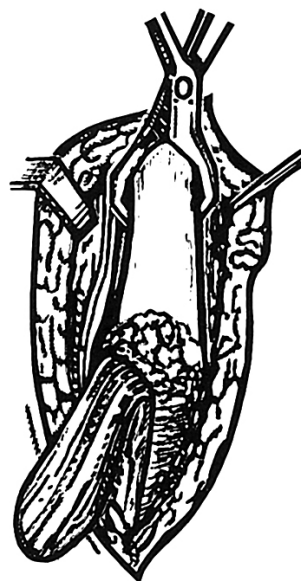
Obr. 36
Poloha nemocného na operačním stole.
Přerušovaná čára označuje průběh kožního řezu.



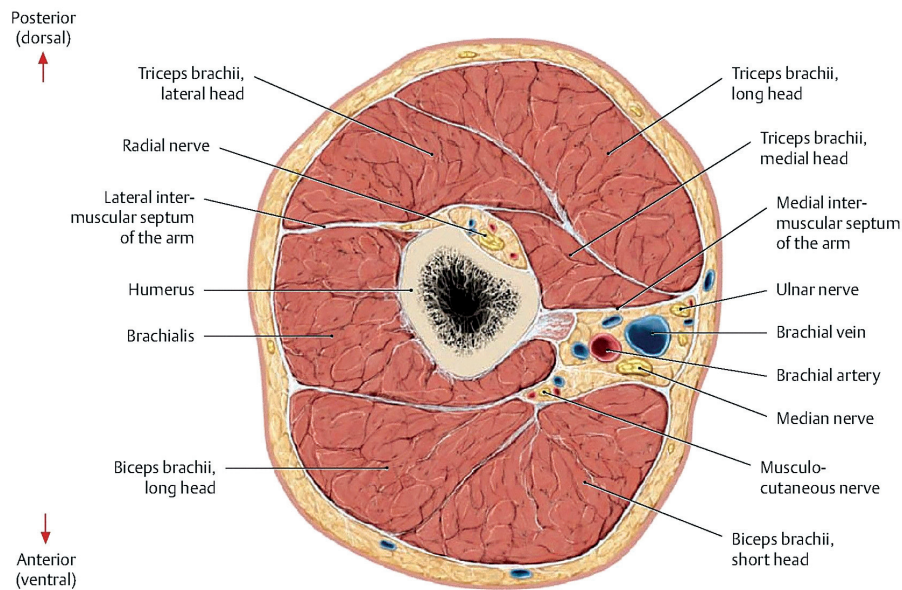
Obr. 37
Preparace aponeurózy m. triceps brachii
(odklápná část vyznačena šrafovaně)



Obr. 38
Odklopení aponeurózy m. triceps brachii a preparace zadní partie distálního humeru



8 – 10 cm nad její inzercí na olekranon (obr. 37). Uvolňujeme ji tak, aby vždy zbyl na okrajích mediální hlavy a laterální hlavy tricepsu, které se do ní upínají, vazivový pruh usnadňující suturu aponeurózy v závěru výkonu. Uvolněnou aponeurózu překlápíme distálně. Následuje ostré rozdělení hluboké vrstvy tricepsu v mediálně čáře. Uvolnění měkkých struktur kontinuálně pokračuje distálně kolem zadní hrany ulny zhruba 5 - 7 cm pod vrchol olekranu

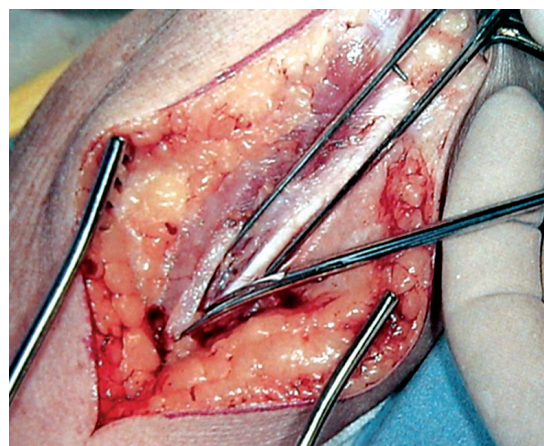


Obr. 39

a) Řez paží v místě preparace *n. ulnaris* (Schuenke 2007)

(obr. 38). Vzniklé muskulotendinózní laloky odklopíme tak, abychom přehlédlí oba epikondyly humeru, oblast trochlea humeri a incisura olecrani. Neměli bychom se však dostat za margo lateralis nebo medialis humeri, abychom neohrozili laterální, resp. mediální cévní arkádu. Laterálně bychom měli vidět část proximálního radioulnárního kloubu. Pro lepší přehled je dobré odetnout dorzální náběh incisura radialis ulnae. Kolem krčku radia zasazujeme Zahradníčkova elevatoria a resektujeme hlavičku radia. Laterální elevatorium je zde v těsném kontaktu s hlubokou větví *n. radialis*, a proto za něj musíme táhnout s citem a ponechat jej in situ jen nezbytně dlouhou dobu.

Ve všech případech připravujeme *n. ulnaris*, abychom nad ním měli kontrolu a zabránili jeho poškození v průběhu operace přetažením či teplem při cementování komponent. Nalezneme jej v mediálním intermuskulárním septu u mediálního okraje mediální hlavy tricepsu (obr. 39a,b). Z této lokality jej připravujeme distálním směrem přes sulcus nervi ulnaris až do úrovně, kde se zanořuje pod *m. flexor carpi ulnaris*, jehož ulnární hlavu



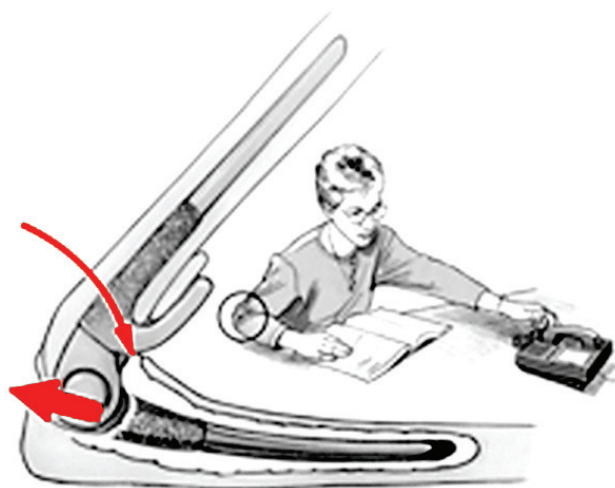
b) Preparace *n. ulnaris* ze zadního přístupu

jsme již uvolnili v rámci základního operačního přístupu. Po ukončení výkonu je nerv volně pokládán zpět do sulku. Kromě kontroly nad nervem tato neurolyza eliminuje pooperační parestzie a bolesti, které mohou vzniknout následkem pooperačního otoku. V případech, kde parestzie n. ulnaris byla již součástí předoperačního nálezu, jsme provedli vždy v závěru výkonu jeho transpozici před mediální epikondyl.

Dále následuje vlastní příprava kostního lůžka odpovídající zvolenému implantátu. Kostní lůžko pro humerální i ulnární komponentu je poměrně sofistikované. Připravujeme je vysokorychlostní vrtačkou, kostními frézami a sestavou rašplí podle šablon, které jsou součástí instrumentária.

Následuje repozice loketního kloubu na zkušebních komponentách a zkoušení rozsahu pohybu a stability. V případě přetrvávající flekční kontraktury máme v první řadě možnost uvolnit kloubní pouzdro v přední části distálního humeru. Pokud není tento krok pro uvolnění flekční kontraktury dostatečný, zbývá ještě usazení humerální komponenty o něco hlouběji. Je ovšem třeba si uvědomit, že při nadměrné proximalizaci humerální komponenty můžeme ohrozit zdar výkonu odlomením epikondylů humeru. Případná distalizace ulnární komponenty musí být velmi opatrná, protože může vést k impingementu prominujícího processus coronoideus. Tento jev u nestišťeného implantátu vede k jeho nestabilitě a v případě závěsu způsobí efektem tzv. pistoningu jeho rychlé uvolnění (obr. 40). Při výkonu se nesnažíme o dosažení plné extenze za každou cenu, protože největší cenu má pro nemocného dostatečná flexe v loketním kloubu, nikoli extenze.

Obě originální komponenty fixujeme kostním cementem Palacos, v případě primoimplantací bez příměsi antibiotika. Cementování provádíme bez uzavěru dřeňové dutiny. Cement je aplikován vhodně seříznutou 10ml stříkačkou za současné drenáže dřeňové dutiny hadičkou z dětského infuzního setu.



Obr. 40
Schéma pistoningu

Zavádíme dva odsavné drény, které odstraňujeme za 48 hodin po výkonu.

Při sutuře operační rány je třeba dbát na vyváženou tonizaci mediálních a laterálních měkkých struktur. U nestišťených implantátů je pooperačně vhodná dorzální sádrová dlaha ve středním postavení na 3 – 4 dny, než je zahájena rehabilitace. Někteří autoři preferují dlahování v plné extensi, kdy je vlastní stabilita implantátu největší. (DAINTON 2002).

2 KLINICKÁ STUDIE

2.1 ÚVOD

Na našem pracovišti se systematicky zabýváme totální náhradou loketního kloubu od roku 1987. V první fázi jsme používali nestišťený implantát Souter-Strathclyde, s nímž jsme docílili relativně dobrých výsledků, a to hlavně u revmatických nemocných (LANDOR 1994, 2006). Problémy tohoto implantátu vidíme v poměrně složité operační technice a zejména v užší indikaci, která nepřipouští větší primární nestabilitu operovaného lokte a velké kostní defekty. S obojím se však můžeme často setkat u velmi pokročilých revmatických destrukcí a těžkých poúrazových stavů. Z toho důvodu jsme v 90. letech zavedli polostištěný implantát Coonrad-Morrey, který se postupně stal na našem pracovišti nejčastěji aplikovanou náhradou loketního kloubu.

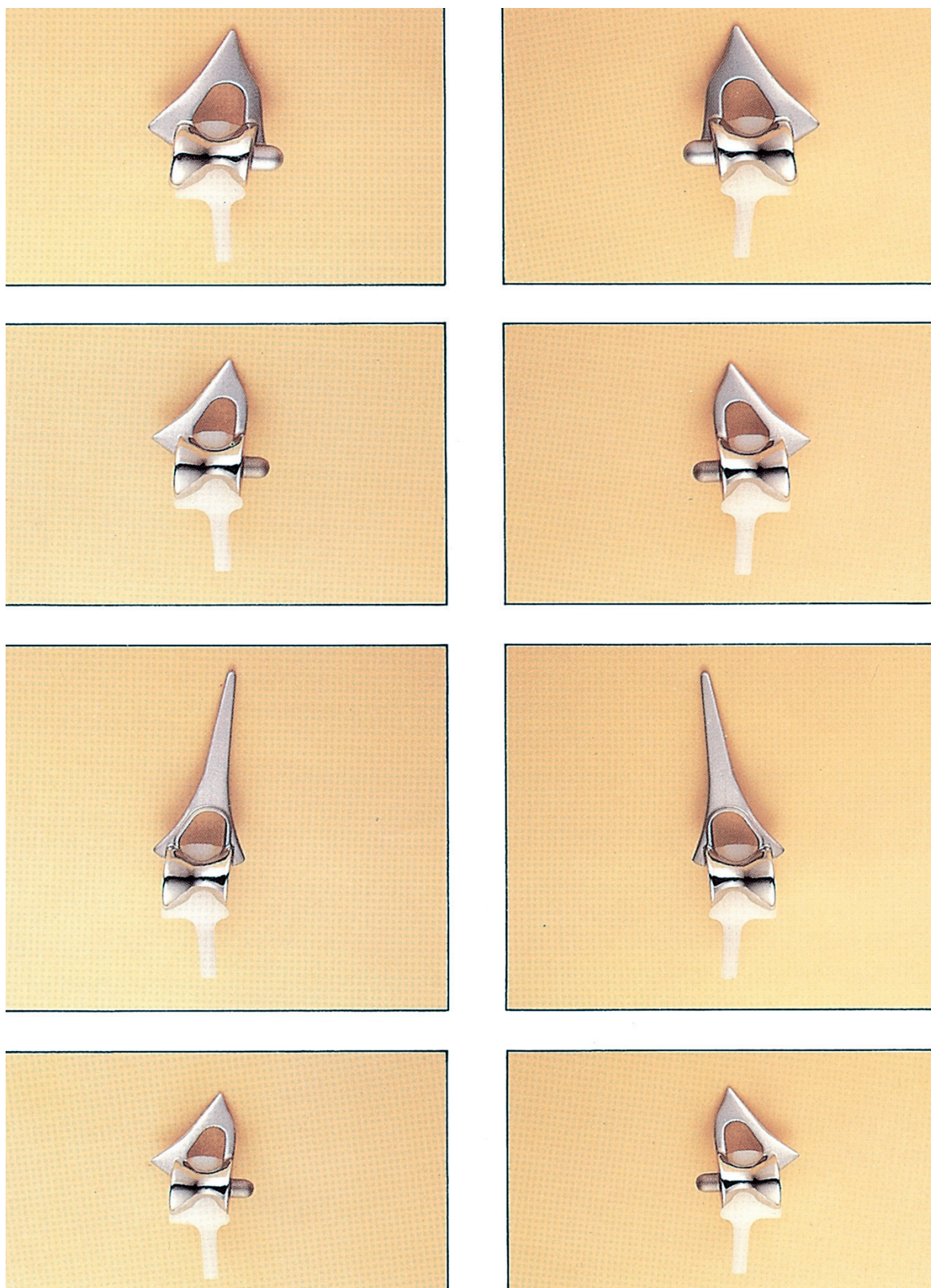
2.2 POPIS IMPLANTÁTŮ

Totální náhrada loketního kloubu **Souter-Strathclyde** (Howmedica Inc, Rutherford, New Jersey, USA) je nestišťeným implantátem s plnou trochleou, kondylárními křidélky a dříky a patří do IX. skupiny loketních náhrad podle Soutera. Má humerální a ulnární komponentu a obě v pravé a levé variantě.

Humerální komponenta je vyrobena z vitalia. Má plnou trochleu, jejíž tvar napodobuje svou anatomickou předlohu. Z trochley vede jeden fixační výběžek válcovitého tvaru do oblasti hlavičky humeru a druhý fixační výběžek ve tvaru plochého křídélka do oblasti mediálního kondylu humeru. Křídélko proximálně plynule přechází v dřík, jehož tvar kopíruje dřevnou dutinu suprakondylické oblasti. Správné zasazení implantátu do humeru automaticky zajišťuje a anatomickou osu loketního kloubu a mechanické poměry velmi blízké normálnímu lokti. Ulnární komponenta je vyrobena z vysokomolekulárního polyetyleny. Její artikulární povrch má rovněž podobu anatomického tvaru ulnární incisury. Dorzální strana, přivrácená ke kosti, vybíhá v kýl, kterým je komponenta zasazena do olekranu. Kýl distálně přechází v dřík pro ukotvení v dřevné dutině ulny (obr. 41).



Obr. 41
Totální náhrada loketního kloubu
Souter Strathclyde



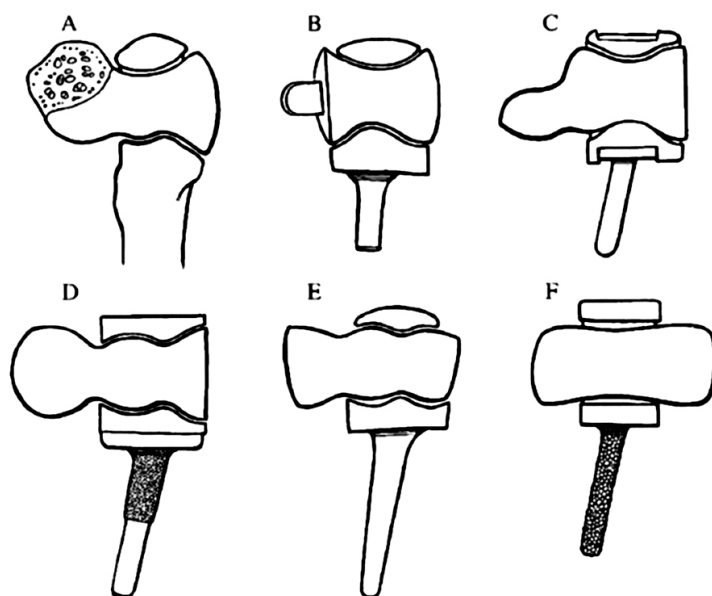
Obr. 42
Plná sestava komponent totální náhrady Souter - Strahclyde

Obě komponenty jsou fixovány v kostním lůžku prostřednictvím kostního cementu. Náhrada Souter-Strathclyde je dodávána ve třech velikostech humerální komponenty a dvou velikostech ulnární komponenty, vždy ve variantě pravé a levé. Střední velikost ulny se kombinuje s velkou a střední velikostí humerální komponenty.

Střední velikost humerální komponenty má navíc ve své sadě variantu s prodlouženým dříkem určenou pro nemocné se špatnou kvalitou kosti distálního humeru nebo k revizním výkonům (obr. 42).

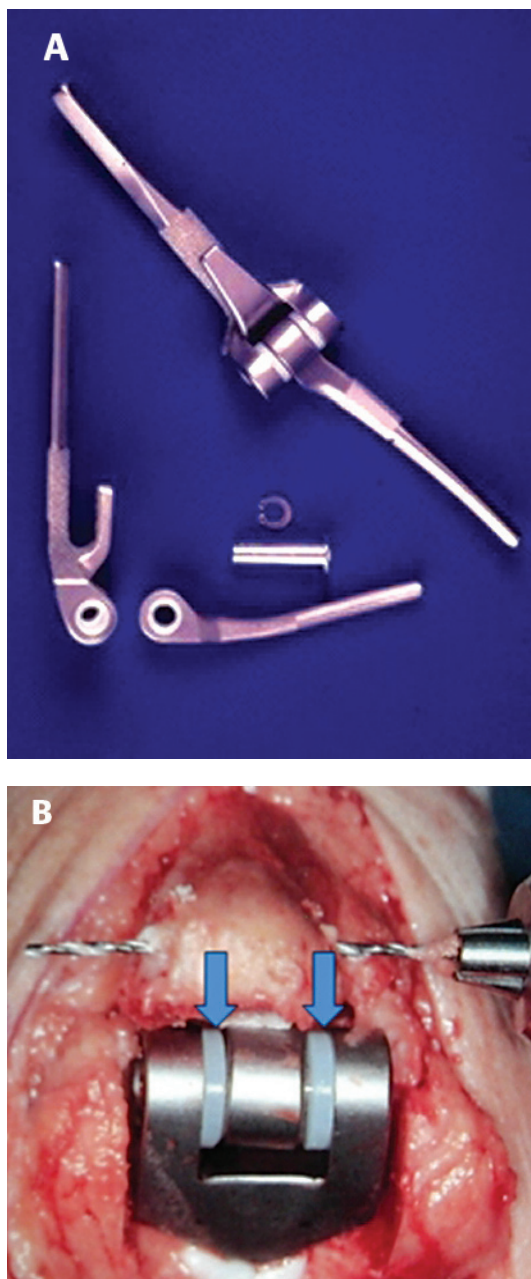
Kamineneni ve své práci definoval pojem vnitřní stability nestišťených náhrad, kdy nejčastěji užívané implantáty srovnal v podmínkách biomechanické laboratoře ve smyslu stability dané pouze kontaktem kloubních ploch (KAMINENI 2005). Naměřená data implantátů porovnal s kadaverózním loketním kloubem testovaným za stejných podmínek. Nejblíže se ve svých vlastnostech přiblížily fyziologickému loketnímu kloubu náhrady Souter-Strathclyde a Kudo (obr. 43).

Náhrada loketního kloubu **Coonrad-Morrey** (Zimmer, Warsaw, Indiana, USA) má stejně jako předchozí humerální a ulnární část a je konstruován ve stranovém provedení. Obě komponenty jsou spojeny závěsem usazeným v polyetylenovém pouzdře, které mu dává



Obr. 43

Porovnání kloubní geometrie různých variant nestišťené náhrady loketního kloubu
a) normální loket, b) Souter-Strathclyde, c) Sorbie - Questor, d) Pritchard, e) Ewald, f) Kudo
(Kamineneni 2005)



Obr. 44

Totální náhrada loketního kloubu Coonrad-Morrey

a) rozložená a složená náhrada

b) komponenty spojené in situ závěsem v polyetylenových vložkách (viz šipky)

určitou volnost (floppy hinge), kompenzující nároky kloubu na pohyb v mimosagitálních rovinách, a zároveň brání kontaktu a otěru kovových částí komponent. Jedná se tedy o polostištěný závěs III. skupiny dle Soutera (obr. 44a, b).

Humerální komponenta má na přední straně hákovitý výstupek, který opřen o přední kortikalis humeru brání zadnímu posunu a osově rotačnímu napětí humerálního dřívku.

Jak již bylo řečeno, jde o polostištěný implantát ve formě volného závěsu, který kromě plného flekčně extenčního pohybu dovoluje zhruba 7 stupňů ve všech dalších směrech, tedy v dukčních pohybech a v rotaci. Humerální komponenta je dodávána ve 3 velikostních variantách, každá ve třech délkách dřívku: 100 mm, 150 mm a 200 mm. Při klasické primoimplantaci obvykle užíváme délku dřívku 150 mm. Kratší, 100mm humerální komponenta je vyhrazena pro nemocné, kde je již implantována náhrada ramenního kloubu, nebo ji v budoucnu hodláme implantovat. Naopak 200mm komponenta nám pomůže zajistit stabilitu dřívku v případech většího kostního defektu distálního humeru ať již poúrazového původu nebo při revizních operacích. Ulnární komponenta je rovněž k dispozici

ve třech velikostech, přičemž základní varianty (small a regular) jsou dodávány každá ve dvou délkách. Nejsubtilnější komponenta (X-small) je k dispozici pouze v delší variantě. Humerální i ulnární komponenta je fixována v kostním lůžku prostřednictvím kostního cementu.

2.3 MATERIÁL A METODIKA

V naší studii jsme zhodnotili dva soubory nemocných.

První soubor obsahoval 58 totálních náhrad loketních kloubů implantátem Souter-Strathclyde (soubor S-S) provedených u 49 pacientů se základní diagnózou revmatoidní artritida. Všichni tito pacienti byli operováni na I. ortopedické klinice 1. LF UK v Praze v období od července 1988 do prosince 2000. U 9 pacientů byly nahrazeny oba loketní klouby. Operováno bylo celkem 42 žen a 7 mužů ve věkovém průměru 53 let (rozsah 22 – 71 let, směrodatná odchylka, (dále SD), činí 14,4). Průměrná doba sledování byla 9,5 roku (rozsah 0,7 – 16,7 roku, SD 3,3). 23 náhrad loketních kloubů bylo sledováno více než 10 let. Loketní klouby, u nichž byla totální náhrada odstraněna nebo reimplantována, byly z klinického hodnocení vyřazeny (13 totálních náhrad). Materiál nemocných, kteří po dobu trvání studie zemřeli (4 nemocní, 4 loketní klouby), byl zahrnut do klinického hodnocení s daty a termínem poslední kontroly na našem pracovišti. Na konci studie bylo tedy klinicky zhodnoceno v S-S souboru 45 totálních náhrad loketního kloubu u 38 nemocných s průměrnou dobou sledování 9,9 roku (rozsah 3,8 – 16,7 roku, SD 3,1).

Druhý soubor obsahoval 63 totálních náhrad loketních kloubů Coonrad-Morrey (dále soubor C-M) provedených u 52 pacientů se základní diagnózou revmatoidní artritida. Všichni pacienti byli operováni na I. ortopedické klinice 1. LF UK v Praze v období od července 2002 do února 2009. Průměrná doba sledování byla 4,2 roku (rozsah 0,3 – 7,9 roku, SD 1,72). Operováno bylo celkem 38 žen a 14 mužů ve věkovém průměru 54 let v době operace (rozsah 26 – 75 let, SD 14,9). Loketní klouby, u nichž byla totální náhrada odstraněna nebo reimplantována, byly z klinického hodnocení vyřazeny (3 totální náhrady). Materiál nemocných, kteří po dobu trvání studie zemřeli (3 nemocní, 5 loketních kloubů), byl zahrnut do klinického hodnocení s daty a termínem poslední kontroly na našem pracovišti. Na konci studie bylo tedy klinicky zhodnoceno v C-M souboru 60 totálních náhrad loketního kloubu u 49 nemocných s průměrnou dobou sledování 4,2 roku (rozsah 0,3 – 7,9 roku, SD 1,72).

Všichni pacienti byli vyšetřeni za 6 týdnů od výkonu, dále za 3, 6 a 12 měsíců a poté každých 24 měsíců. Kromě základních anamnestických údajů byl změřen rozsah pohybu ve smyslu flexe a pronosupinace. Klinické údaje byly hodnoceny podle Mayo Elbow Performance Score (dále MEPS), (tab. 1), (MORREY 1992). Vždy bylo provedeno

rentgenologické vyšetření ve dvou základních projekcích. Sledování a hodnocení pacientů probíhalo prospektivní metodou.

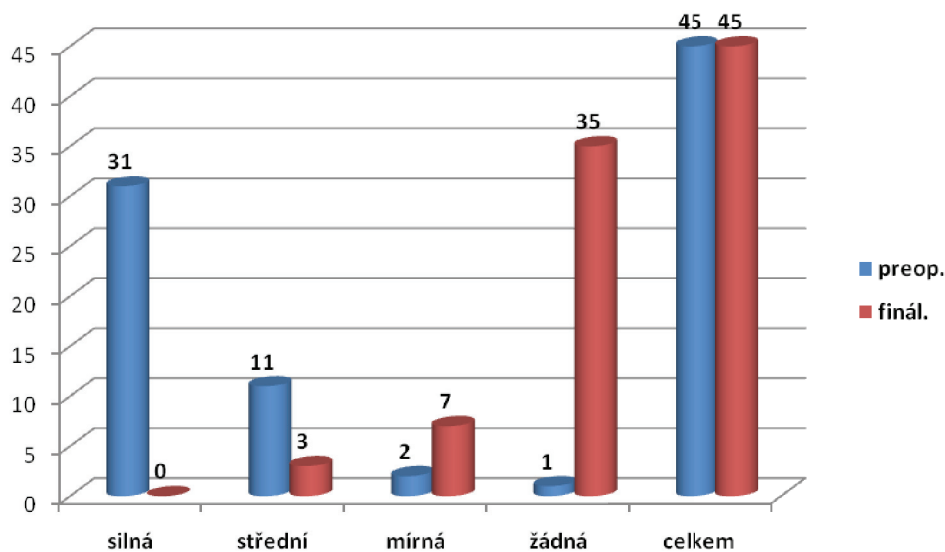
Všechna data byla statisticky zpracována (t-test, Fisherův exaktní test, tabulka života, Kaplan-Meierova křivka přežití, Gehan-Wilcoxonův test) a výsledky posuzovány hladinou významnosti 0,05. Ke statistické práci byl použit software Statistica 9 (StatSoft, Inc. Tulsa, Oklahoma, USA) a SPSS Statistics 17 (SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA).

Parametr	Počet bodů	Definice (body)
Bolest	45	žádná (45)
		Mírná (30)
		Střední (15)
		Těžká (0)
Pohyb	20	rozsah > 100 stupňů (20)
		rozsah 50-100 stupňů (15)
		rozsah < 50 stupňů (5)
Stabilita	10	Stabilní (10)
		Střední nestabilní (5)
		Těžce nestabilní (0)
Úkon	25	Česání vlasů(5)
		Úkony při jídle (5)
		Osobní hygiena (5)
		Zapnutí košile (5)
		Obouvání (5)
Celkem	100	
Celkové hodnocení: vynikající >90; dobrý 75-89; přijatelný 60-74; špatný< 60		

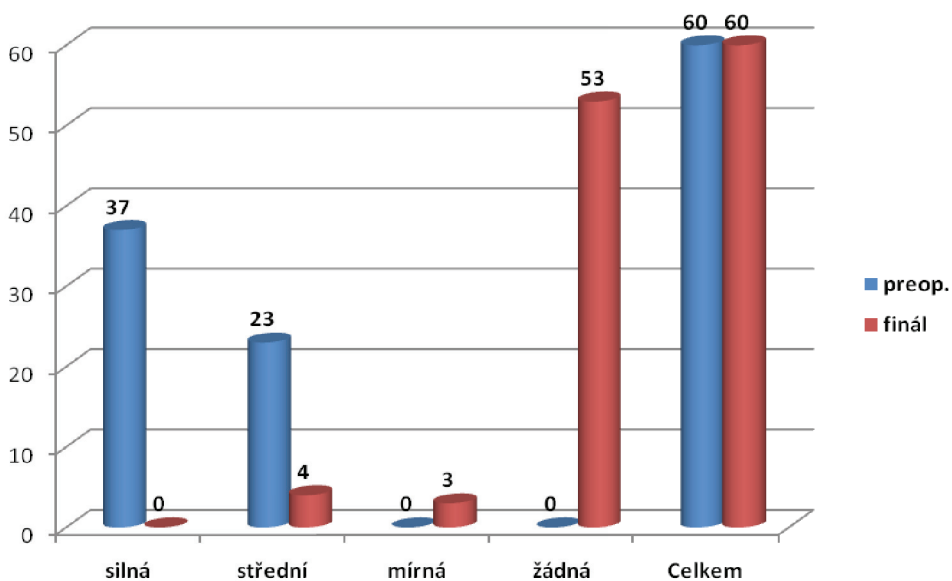
Tab. 1
Mayo elbow performance score (MEPS) – schéma hodnocení

2.4 VÝSLEDKY

Ve skupině S-S bylo 35 loketních kloubů zcela bez bolesti (77,7 %). U 7 loketních kloubů jsme zaznamenali občasné mírné bolesti (15,6 %). U 3 loketních kloubů (6,7 %) se projevil střední bolesti při zátěži, někdy i v klidu po zátěži a při změnách počasí (graf 1). V každém případě operace přinesla nemocným významnou úlevu od bolesti (Fisherův exaktní test $p < 0,05$).



Graf 1. Porovnání míry bolesti při předoperačním a finálním vyšetření v souboru S-S (Fisherův exaktní test $p < 0,05$)



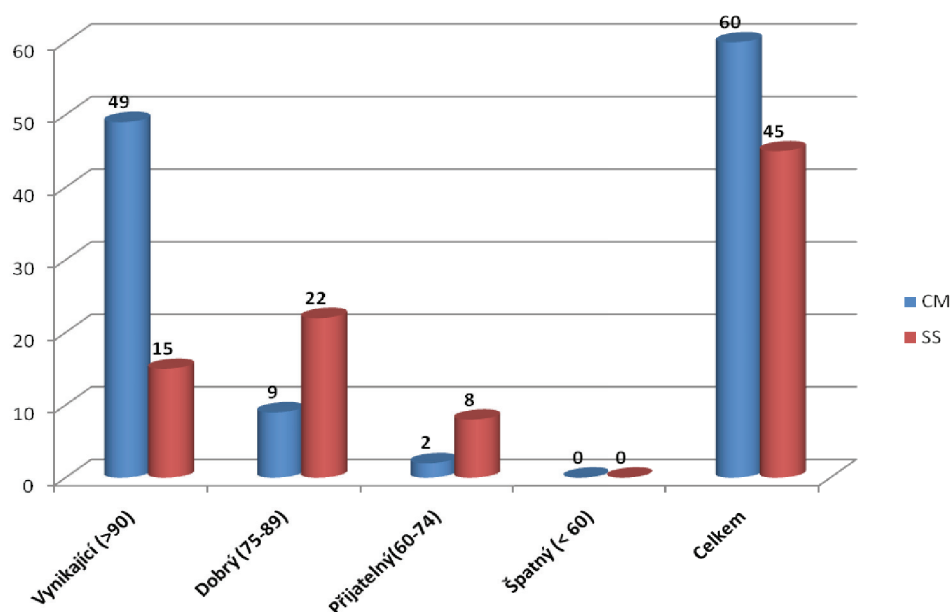
Graf 2. Porovnání míry bolesti při předoperačním a finálním vyšetření v souboru C-M (Fisherův exaktní test $p < 0,05$)

Ve skupině C-M bylo 53 loketních kloubů zcela bez bolesti (88,3 %). U 3 loketních kloubů jsme zaznamenali občasné mírné bolesti (5 %). U 4 loketních kloubů (6,7 %) se projeví střední bolesti spojené se zátěží a při změnách počasí (graf 2). Operace opět přinesla nemocným významnou úlevu od bolesti (Fisherův exaktní test $p < 0,05$). Porovnáme-li statisticky finální výsledky parametru bolesti obou souborů, není mezi nimi významný rozdíl (Fisherův exaktní test $p = 0,175$).

Rozsah pohybů flexe, pronace a supinace v obou souborech znázorňují příslušné tabulky (tab. 2 a 3). Ve všech parametrech je patrné významné zlepšení proti předoperačnímu stavu. Výjimkou je rozsah flekční kontraktury v souboru S-S, která se významně nezlepšila ($p = 0,17$).

Běžné denní aktivity jsou uskutečňovány v rozsahu 30 až 130 stupňů flexe loketního kloubu a 50 stupňů pronace a supinace. Flexi nad 30 stupňů dosáhli v operovaném kloubu všichni nemocní v obou souborech. Dostatečná byla i pronosupinace všech operovaných nemocných. Flexe nad 110 stupňů dosáhlo však dvojnásobné procento nemocných v souboru C-M (tab. 4).

V případě skóre MEPS došlo k významnému zlepšení proti předoperačnímu stavu v obou skupinách (tab. 2, 3). Porovnáme-li rozložení výsledků MEPS (graf 3) mezi oběma skupinami, nalezneme statisticky významný rozdíl ve prospěch souboru C-M (Fisherův exaktní test $p < 0,05$).



Graf 3. Rozložení souborů podle MEPS (Fisherův exaktní test $p < 0,05$)

Parametr		N platných	Průměr	Int. spolehlivosti 95%		Stat. významnost hodnota p
				od	do	
Flexe	předoper.	45	76	70	82	<0.05
	finálně	45	97	90	103	
	zlepšení	45	21	14	27	
Pronace	předoper.	45	37	33	40	<0.05
	finálně	45	66	63	68	
	zlepšení	45	29	24	34	
Supinace	předoper.	45	33	30	37	<0.05
	finálně	45	68	64	71	
	zlepšení	45	34	30	39	
Flekční kontr.	předoper.	45	29	22	37	0,17
	finálně	45	28	22	33	
	zlepšení	45	4	-5	8	
MEPS	předoper.	45	30	26	34	<0.05
	finálně	45	82	79	85	
	zlepšení	45	52	47	56	

Tab. 2. Průměrné funkční výsledky v souboru Souter-Strahclyde

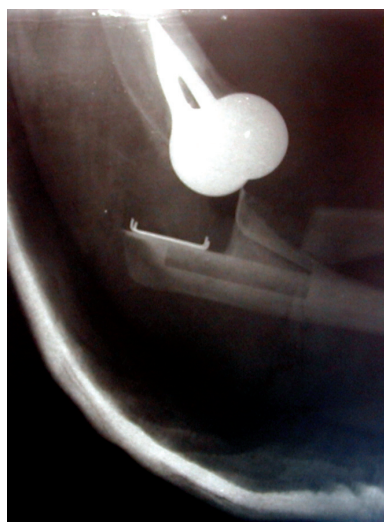
Parametr		N platných	Průměr	Int. spolehlivosti 95%		Stat. významnost hodnota p
				od	do	
Flexe	předoper.	60	57	48	66	<0.05
	finálně	60	97	89	105	
	zlepšení	60	40	32	48	
Pronace	předoper.	60	61	56	66	<0.05
	finálně	60	79	75	83	
	zlepšení	60	18	15	21	
Supinace	předoper.	60	65	61	70	<0.05
	finálně	60	80	76	84	
	zlepšení	60	44	37	50	
Flekční kontr.	předoper.	60	25	20	31	<0.05
	finálně	60	19	14	23	
	zlepšení	60	15	13	17	
MEPS	předoper.	60	55	53	56	<0.05
	finálně	60	94	92	97	
	zlepšení	60	40	37	42	

Tab. 3. Průměrné funkční výsledky v souboru Coonrad-Morrey

Soubor	flexe			pronosupinace nad 50 st.
	do 30	nad 30	nad 110	
SS	0 (0%)	45(100%)	15 (33%)	45(100%)
CM	0 (0%)	60 (100%)	40 (67%)	60 (100%)

Tab. 4. Přehled rozsahu pohybu v obou souborech z hlediska běžných denních aktivit

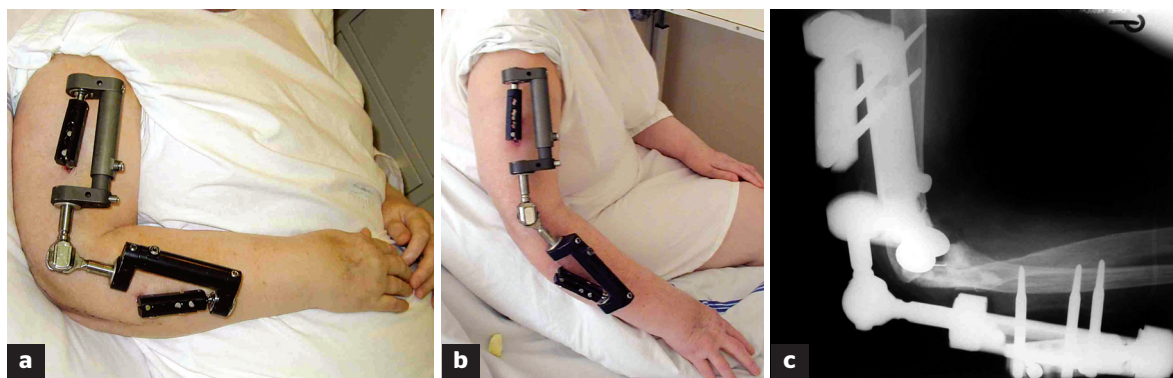
V souboru S-S jsme před operací zaznamenali deset parestezií n. ulnaris, které přetrvávaly i po transpozici n. ulnaris. Po operaci byla zaznamenána parestézie n. ulnaris u dalších osmi předloktí. Z nich šest bylo přechodných a dvě přetrvávaly. Ve třech případech jsme zaznamenali přechodnou parézu n. radialis. V souboru C-M bylo předoperačně zjištěno 8 parestezií v oblasti n. ulnaris a stejně jako v předchozím souboru se tento náález po implantaci totální náhrady nezměnil. V souvislosti s operací se objevilo dalších 5 parestezií n. ulnaris, které však během následujících 3 – 6 týdnů vymizely. Postižení dalších nervů se v souboru neobjevilo.



Obr. 45
Luxovaná totální náhrada
Souter-Strachclyde

Pooperační nestabilitu jsme pozorovali u čtyř náhrad (6,9 % náhrad). Všechny dislokace se vyskytly v prvních třech měsících po operaci. Tito nemocní byli zpočátku léčeni otevřenou repozicí a fixací v sádrovém obvazu. Bohužel ve všech případech byla tato léčba neúspěšná. K luxaci došlo navzdory sádrové fixaci již během několika dnů (obr. 45). V případě malpozice humerální komponenty jsme provedli reimplantaci totální náhrady za implantát Coonrad-Morrey. V ostatních třech případech, kde byla orientace komponent optimální, jsme po otevřené repozici kloub na 6 týdnů fixovali na svorkovém zevním fixátoru s kloubem (obr. 46 a, b, c). Základem takové fixace je usazení kloubu fixátoru ve stejné ose s kloubem endoprotézy. Rozsah pohybu a stabilitu totální náhrady kloubu při něm

zkoušíme pod kontrolou zraku, v případě potřeby můžeme provést i drobnou korekci postavení kloubu fixátoru, aby byla stabilita optimální. Rehabilitace byla prováděna bez omezení. Po sejmutí fixátoru nedošlo u žádného z nemocných k recidivě luxace. Ve skupině C-M jsme vzhledem k typu endoprotézy logicky nestabilitu nezaznamenali.



Obr. 46

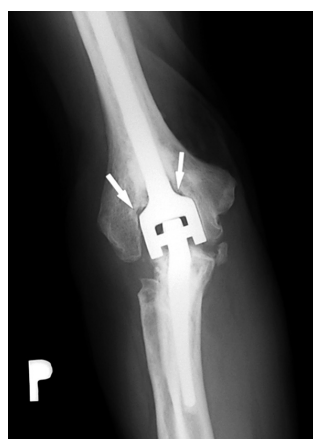
Zevní fixátor s kloubem u nemocné s pooperační nestabilitou lokte Souter-Strathclyde
a) flexe, b) extenze, c) rentgenový snímek

Z rentgenových snímků všech pacientů v souboru, které byly pořízeny při finálním vyšetření, jsme dospěli k následujícím závěrům. Pět loktů mělo radiolucenční linii v celé šíři ulnární komponenty (11,1 %). Radiolucenční linie v oblasti ulnární komponenty byla pozorována v oblasti olekranu u 12 náhrad (26,6 %) a v distální části humerální komponenty u 14 náhrad (31,1 %). Všechny tyto radiolucenční linie byly menší než 1 mm. Pacienti s radiolucenční linií na RTG snímcích neměli žádné obtíže signalizující uvolnění implantátu,



Obr. 47

Volná kloubní tělíška v okolí totální náhrady Souter-Strathclyde 4 roky po implantaci



Obr. 48

Počínající osteolýza v okolí závěsu (šipka)

a proto nebyla nutná žádná

operační revize. V jednom případě jsme našli při kontrole 4 roky po implantaci volná kloubní tělíška, která postupně omezovala rozsah pohybu v lokti (obr. 47). Stav jsme vyřešili jejich extrakcí, v budoucnu se již žádné další myšky nevytvořily.

V souboru C-M jsme kompletní radiolucenci kolem celé komponenty nezaznamenali ani v jediném případě. V 17 případech byla zaznamenána počínající osteolýza v oblasti distální části humerální komponenty a proximální části ulnární komponenty (obr. 48). Nález nebyl v žádném z případů spojen se symptomy uvolnění náhrady a nebyl důvodem k revizi.

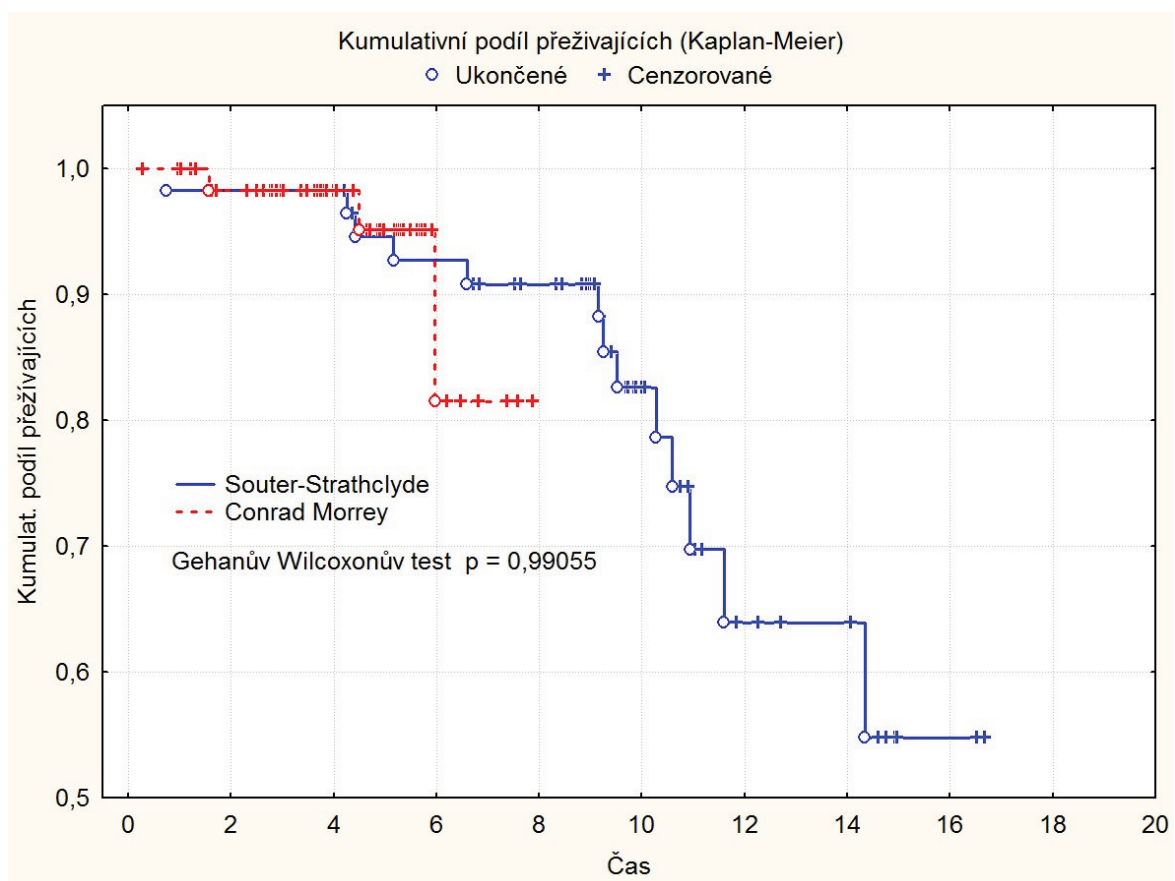
Z celkového počtu 58 totálních endoprotéz S-S jsme revidovali 13 náhrad (22,4 %). U deseti náhrad došlo k aseptickému uvolnění jedné nebo obou komponent (17,2 %). U všech provedených revizí byla uvolněna ulnární komponenta. Humerální komponenta byla uvolněna pouze u dvou z uvedených 10 případů revize. V dalších čtyřech případech byla humerální komponenta reimplantována pro rozsáhlé osteolytické změny v distální části implantátu, aniž došlo k jejímu uvolnění. Ve 4 případech jsme reimplantovali pouze ulnární komponentu. Jedna totální náhrada byla revidována pro pooperační zlomeninu distální části humeru se sekundárním uvolněním (1,7 %). Jedna kloubní náhrada byla vyměněna pro nestabilitu způsobenou špatnou orientací komponent (1,7 %). V jednom případě byla endoprotéza extrahována pro hlubokou infekci (1,7 %).

Č.	Příčina revize	Způsob řešení	odstup od primárního výkonu (roky)
SKUPINA SOUTER-STRAHCYDE			
1	Uvolnění obou komponent	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	10,59
2	Tříštivá zlomenina dist. humeru	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	6,59
3	Uvolnění ulnární komponenty	Reimpl. uln. komp. Souter Strath.	9,51
4	Uvolnění ulnární komponenty	Reimpl. uln. komp. Souter Strath.	5,16
5	Uvolnění ulnární komponenty	Reimpl. uln. komp. Souter Strath.	4,25
6	Uvol. ulnární komp.+osteolýza hum.	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	14,34
7	Uvol. ulnární komp.+osteolýza hum.	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	10,28
8	Uvol. ulnární komp.+osteolýza hum.	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	9,15
9	Uvol. ulnární komp.+osteolýza hum.	Reimpl. Coonrad-Morrey	10,94
10	Nestabilita	Reimpl. Coonrad-Morrey	0,73
11	Hluboká infekce	Prostá extrakce	4,42
12	Uvolnění obou komponent	Reimpl. TP Coonrad-Morrey	11,60
13	Uvolnění ulnární komponenty	Reimpl. uln. komp. Souter Strath.	9,25
SKUPINA COONRAD-MORREY			
1	Hluboká infekce	Extrakce, TP Coonrad-Morrey (6td)	1,75
2	Hluboká infekce	Prostá extrakce	4,15
3	Zlomenina dist. humeru	Reimpl. humer. komp. - dl. dřík	5,90

Tab. 5
Přehled komplikací v obou souborech

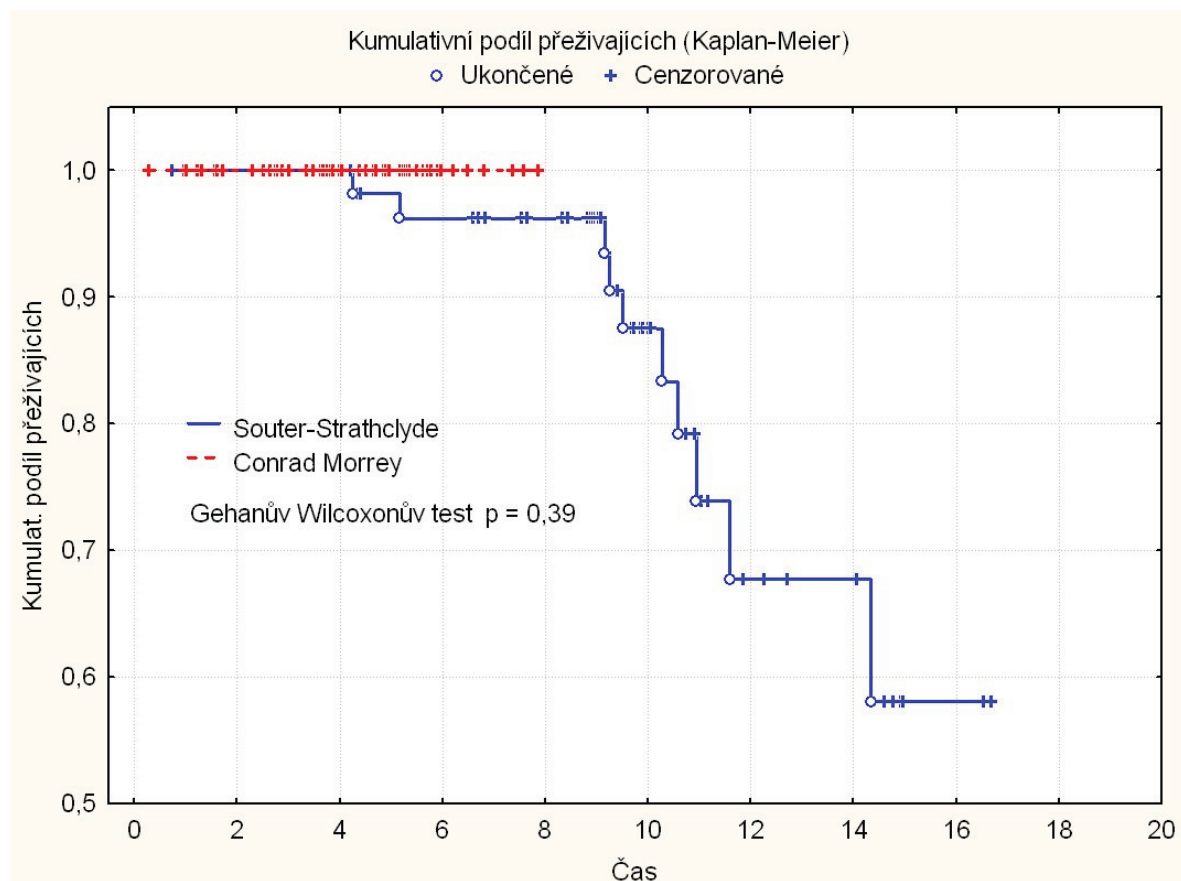
V souboru C-M jsme z celkového počtu 63 totálních endoprotéz revidovali 3 (4,8 %) náhrady loketního kloubu. Dvě (3,2 %) endoprotézy byly extrahovány pro hlubokou infekci. Po extrakci implantátu byla aplikována laváž a v odstupu šesti týdnů provedena reimplantace endoprotézy Coonrad-Morrey. V jednom případě (1,6 %) došlo při úrazu k vylomení ulnární komponenty. Stav byl vyřešen výměnou za humerální komponentu s dlouhým dříkem (tab. 5).

Srovnáme-li Kaplan-Meierovy křivky přežití (graf 4) a tabulky života (tab. 6, 7) obou souborů, kde konečným bodem byla extrakce nebo výměna implantátu, byl jejich průběh v odpovídajícím období velmi podobný ($p = 0,99$). Statistická shoda obou křivek zůstala i v případě, kdy jsme za konečný bod považovali reimplantaci nebo extrakci pro aseptické uvolnění ($p = 0,39$) (graf 5).



Graf 4.

Kaplan-Meierova křivka přežití obou souborů – konečný bod: alespoň jedna z komponent odstraněna nebo reimplantována (Gehan-Wilcoxon $p = 0,99$)



Graf 5. Kaplan-Meirova křivka přežití obou souborů – konečný bod: alespoň jedna z komponent reimplantována pro aseptické uvolnění (Gehan-Wilcoxon $p = 0,39$)

Začátek intervalu	Počet exponov.	Kum. podíl přežil.	Sm.chyba kum. přež.	95% Interval spolehlivosti	
				dolní hranice	horní hranice
0	58	0,98	0,02	0,95	1
1	57	0,98	0,02	0,95	1
2	57	0,98	0,02	0,95	1
3	57	0,98	0,02	0,95	1
4	54	0,95	0,03	0,89	1
5	50	0,93	0,03	0,86	0,99
6	48	0,91	0,04	0,84	0,98
7	45	0,91	0,04	0,84	0,98
8	41	0,91	0,04	0,84	0,98
9	32	0,82	0,06	0,73	0,92
10	20	0,70	0,08	0,59	0,81
11	13	0,64	0,09	0,53	0,76
12	9	0,64	0,09	0,53	0,76
13	8	0,64	0,09	0,53	0,76
14	6	0,53	0,13	0,39	0,66
15	2	0,53	0,13	0,39	0,66
16	1	0,53	0,13	0,39	0,66

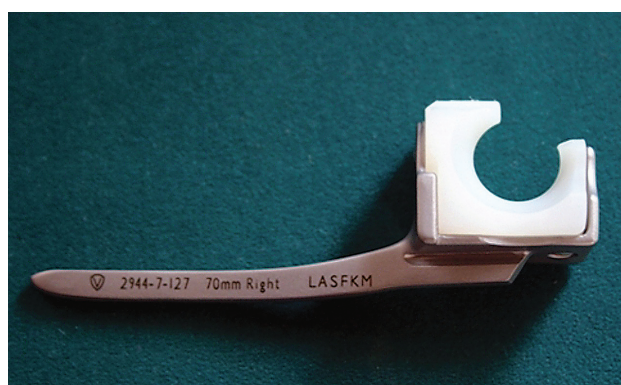
Tab. 6. Tabulka života – soubor Souter-Strathclyde

Začátek intervalu	Počet exponov.	Kum. podíl přežil.	Sm.chyba kum. přež.	95% Interval spolehlivosti	
				dolní hranice	horní hranice
0	63	1,00	0,00	1,00	1
1	61	1,00	0,00	1,00	1
2	55	0,98	0,02	0,95	1
3	45	0,98	0,02	0,95	1
4	37	0,98	0,02	0,95	1
5	23	0,95	0,04	0,88	1
6	6	0,89	0,07	0,77	1
7	3	0,89	0,07	0,77	1

Tab. 7. Tabulka života – soubor Coonrad-Morrey

2.5 DISKUSE

Totální náhrada je dnes bezpochyby výkonem, který jediný je schopen přinést loketnímu kloubu, který byl těžce destruován revmatickým procesem, bezbolestný a stabilní pohyb a tak usnadnit těmto nemocným sebezaopatření a drobnou, fyzicky nenáročnou činnost. Uvedený výkon v obou souborech přinesl nemocným významnou úlevu od bolesti. Rozsah pohybu se signifikantně zlepšil. Výjimkou je perzistence flekční kontraktury v souboru S-S. Příčinou je prakticky nulová možnost posunu komponent v dlouhé ose končetiny i limity v uvolnění zkrácených měkkých struktur kvůli riziku následné nestability kloubu. Obojí je bohužel nezbytným atributem plně nestišťené náhrady lokte. V současné době je již k dispozici varianta „snap fit“ (obr. 49), která má mnohem vyšší stabilizační potenciál. Sami jsme tuto variantu užili dosud jen v ojedinělých případech, a nemůžeme tedy deklarovat žádnou systematickou zkušenost. V otázce stability se tato varianta přibližuje semiconstrain implantátům (obr. 50a-c). Je zde však otázka možného zvýšení otěru a s ním spojené osteolýzy v delším časovém horizontu (MORREY 1981). Při zhodnocení finálního MEPS nacházíme významně lepší nález v souboru C-M. Rozhodující úlohu přitom hraje vyšší procento



Obr. 49. Varianta „snap fit“ ulnární komponenty endoprotézy Souter-Strathclyde



Obr. 50. Nemocný s defektním poraněním loketního kloubu léčený individuální variantou náhrady Souter-Strahclyde se "snap fit" ulnární komponentou

nemocných s flexí nad 110 stupňů a vyšší stabilita kloubu, která rovněž zlepšuje úkonovou část skóre. Tři tranzientní parézy radiálního nervu byly nejspíše způsobeny přechodnou ischemií přetažením při manipulaci s končetinou. Parestezie ulnárního nervu v našem materiálu byly z hlediska původu dvojího druhu. První se objevily již předoperačně a jejich příčinou byl útlak v oblasti kubitálního kanálu v důsledku zánětlivých změn spojeným s revmatickým onemocněním. Tyto parestezie jsme ošetřili ve všech případech transpozicí nervu před mediální epikondyl humeru. Bohužel tato transpozice nevedla v žádném z případů k výraznému zlepšení uvedených symptomů. Sdílíme stanovisko Pölla, že v těchto případech jde již o ireverzibilní subklinickou neuropatii, vzniklou v důsledku mechanického útlaku a cévních změn (PÖLL 1994). Nicméně antepozice nervu může eliminovat další progresi uvedené neuropatie (KLEINMAN 1999). Množství hlubokých infekcí s nutností extrakce endoprotézy nijak nepřekračovalo údaje jiných autorů (GILL 1998, MORREY 1992, RAHME 2002, ROZING 2000, VAN DER LUGT 2004).

Velmi závažnou komplikací prakticky určující perspektivu implantátu je jeho aseptické uvolnění. V našem S-S souboru jsme jej našli v 17,2 %, což můžeme považovat za zcela srovnatelné se zkušenostmi jiných autorů s tímto implantátem (IKAVALKO 2002, ROZING 2000, TRAIL 1999, VAN DER LUGT 2004). V S-S souboru se jednalo o dva rozdílné průběhy aseptického uvolnění. V prvním případě, který je zmiňován ve většině prací o endoprotéze Souter-Strahclyde (IKAVALKO 2002, ROZING 2000, TRAIL 1999, VALSTAR 2002), šlo vždy o uvolnění humerální komponenty. Tato komponenta působením flekčně-extenčního pohybu začala postupně migrovat proti přední kortikalis humeru a stav nakonec vyústil v uvolnění. Valstar, Trail a Rozing se domnívají, že tento jev nastává následkem mikropohybů spojených s koncentrací sil a přetížením kloubu v této oblasti při běžných pohybech denního



Obr. 51
Model humerální komponenty
Souter-Strathclyde s prodlouženým
dřítkem

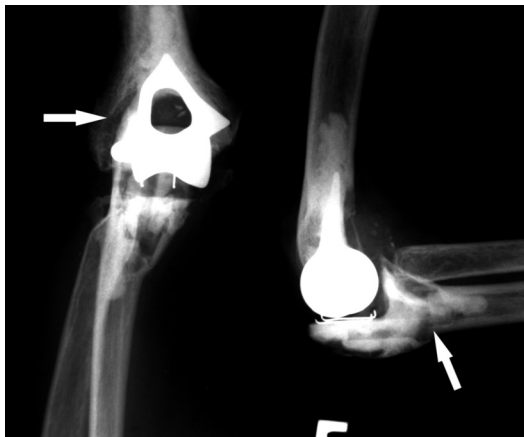
režimu (ROZING 2002, TRAIL 1999, VALSTAR 2002). Řešení vidí v prodloužení dříku humerální komponenty (obr. 51). My máme v našem S-S souboru pouze 2 takové případy (obr. 52). U obou jsme ale našli zároveň uvolněnou a významně poškozenou ulnární komponentu. U dalších 8 revizí pro uvolnění byla vždy uvolněna a často i rozlomena ulnární komponenta. Humerální komponenta byla v těchto případech zcela bez známek uvolnění nebo jsme se zde setkali s masivní osteolýzou, která měla původ v polyetylenovém otěru uvolněné ulnární komponenty. V těchto případech jsme samozřejmě provedli kompletní reimplantaci endoprotézy, vzhledem k rozsáhlým kostním defektům vždy za semiconstrain implantát Coonrad-Morrey. Dle našeho názoru dochází v první řadě k přetížení ulnární komponenty, která je svým dříkem pevně vetknutá v cementovém lůžku.

Diametrální rozdíl modulů pružnosti cementu a polyetylenu vede nejprve k uvolnění proximální části ulnární komponenty od cementového lůžka. Následuje rozlomení komponenty, případně cementového pláště na rozhraní její uvolněné a pevně fixované části (obr. 53a, b). S tímto názorem jsme se nikde v literatuře nesečkali, ale přesto došlo ke změně konstrukce celopolyetylenové ulnární komponenty ve prospěch kovové základny s polyetylenovou vložkou, která může být v případě oslabené stability ve variantě „snap fit“ (obr. 49).

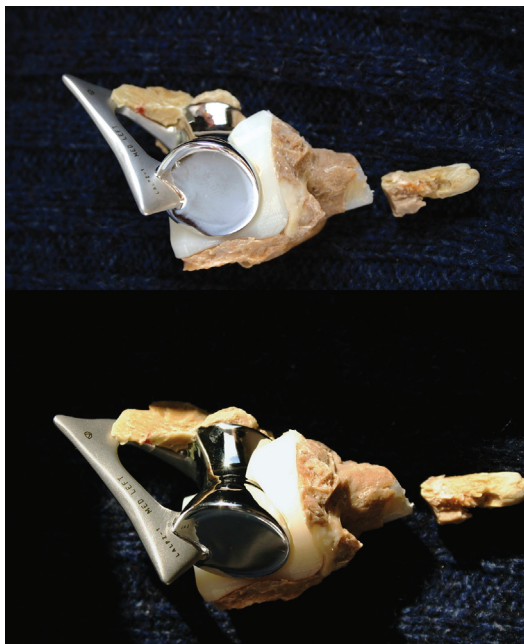
Scénář aseptického uvolnění implantátu Coonrad-Morrey je zcela odlišný. Zde jsou nejchoulostivějším místem polyetylenové vložky volného závěsu, které umožňují již zmíněnou 7stupňovou volnost. Zatěžováním lokte dochází k postupně narůstajícímu otěru a osteolytickým



Obr. 52
Humerální komponenta
Souter-Strathclyde uvolněná
mikropohybem migruje proti přední
kortikalis humeru (šipka).
Uvolnění je spojeno s rozlomením
ulnární komponenty (šipka)



Obr. 53
a) Rozsáhlá osteolýza laterální části distálního humeru (šipka) a rozlomená ulnární komponenta. Humerální komponenta je zcela bez známek migrace



Obr. 53
b) Extrahovaný implantát a jeho cementový plášť

změnám, šířícím se od závěsu proximálně i distálně kolem cementového pláště komponent. Při větším opotřebení vložek se objevuje navíc kovový otěr, v tomto případě částice titanové slitiny, jejichž vliv na stimulaci makrofágů je dokonce větší než u polyetylenových partikulí (GOLDBERG 2008). Výsledkem je aseptické uvolnění nebo i zlomenina dřívku implantátu (GOLDBERG 2008, THROCKMORTON 2010). Při pravidelných kontrolách nemocných je třeba zaměřit se nejen na osteolýzu, ale i na změny úhlu mezi artikulační částí ulnární komponenty a mediální, resp. laterální částí artikulačního zářezu humerální komponenty na AP snímku v extenzi (obr. 54). Jakmile hodnota úhlu překročí hranici 10 stupňů, svědčí to o úplném zničení polyetylenových vložek a je čas na revizi a jejich výměnu, i když obtíže nemocného nemusí být v této době ještě nikterak dramatické. Jen tak můžeme předejít škodám na kostním lůžku a poměrně nenáročným výkonem značně prodloužit přežití implantátu (LEE 2005). K zpřesnění diagnostiky se s výhodou užívají i držené polohy (ALDRIDGE 2006). V našem materiálu jsme zatím aseptické uvolnění nebo významnou změnu úhlu nezaznamenali, ale počínající osteolýza

v oblasti závěsu se vyskytla při finálním hodnocení už v 28 procentech případů. Zdá se, že velkou roli, kromě fyzické aktivity nemocného, hraje resekce nebo insuficience kolaterálních vazů. Jejich funkce do jisté míry chrání polyetylenové vložkování před přetížením, a tak i před akcelerací otěru (MIGHELL 2005). Šetření kolaterálních vazů nepatří u polostištěných



Obr. 54
Způsob měření úhlu, z něhož vyvozujeme
stupeň opotřebení vložek závěsu.
Změřený úhel nepřesahuje kritickou hodnotu
10 stupňů.

závěsů obvykle mezi priority, nicméně v našem souboru jsme kolaterální vazy nikdy nereskovali.

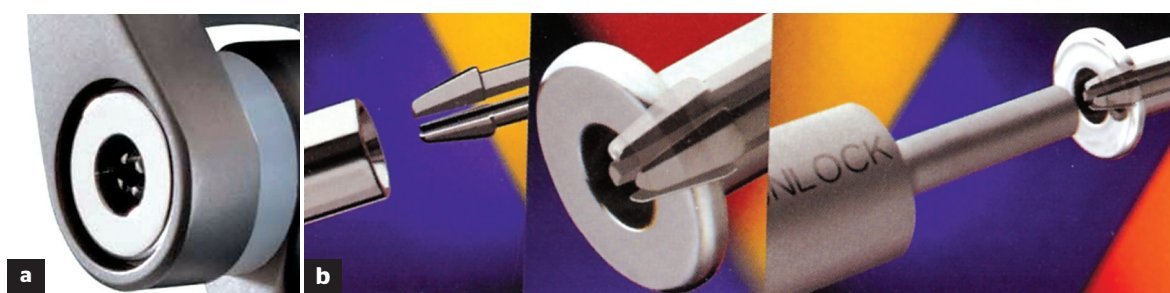
Porovnáme-li křivky přežití obou implantátů v našem materiálu, kde je jako konečný bod stanoveno aseptické uvolnění, je zatím průběh křivek statisticky shodný. Nicméně vzhledem ke kratší době sledování v C-M souboru porovnááme jen prvních 8 let křivky. Z průběhu však můžeme předpokládat, že při delším sledování bude tato křivka u souboru C-M statisticky lepší. K tomuto předpokladu nás mohou opravňovat i výsledky Littlea, který porovnává Souter-Strathclyde, Kudo a Coonrad-Morrey implantáty. Coonrad-Morrey má zdaleka nejnižší frekvenci aseptického uvolnění – 3 procenta proti 15 a 12 procentům u nestišťených implantátů. Bohužel doba sledování těchto souborů je také relativně krátká, průměrně 5 let (LITTLE 2005). Aldridge uvádí soubor 41

totálních náhrad Coonrad-Morrey s průměrnou dobou sledování 17,5 roku (10 – 31 let). U 5 nemocných (12 %) stačila výměna polyetylenových vložek, v šesti případech (14,6 %) byl nucen vyměnit uvolněnou komponentu. Výměnu komponenty vždy doplnil výměnou vložek na ponechané komponentě (ALDRIDGE 2006). Taková frekvence aseptického uvolnění se už blíží našim výsledkům v S-S souboru a podobná je i doba sledování. O tom, zda budou výsledky v souboru C-M skutečně lepší, rozhodne budoucích 5 let. Druhá dekáda je totiž podle Throckmortonova období, kdy významně narůstá frekvence revizí pro opotřebení polyetylenových vložek (THROCKMORTON 2010). Včasná diagnostika kritického opotřebení volného závěsu a poměrně jednoduchá výměna závěsu by mohly dát této endoprotéze další nezanedbatelnou šanci. K tomu by měla přispět i přesnější metoda pro změření volnosti závěsu, než je prostý rentgenový snímek.

2.6 VÝMĚNA ZÁVĚSU TOTÁLNÍ NÁHRADY COONRAD-MORREY

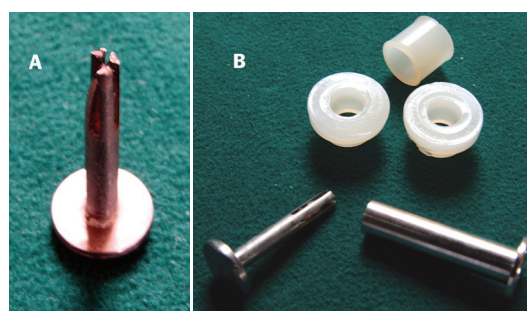
Indikací výměny závěsu u totální náhrady Coonrad-Morrey je významné poškození polyetylenových vložek volného závěsu. Podmínkou pro tuto jednoduchou revizi je dokonalá integrace ulnární a humerální komponenty.

Poloha nemocného na operačním stole a kožní řez jsou identické s výše popsáním operační přístupu dle van Gordera. V případě pouhé výměny však není nutno odtínat a odklápět aponeurotickou partii m. triceps brachii. Pouze aponeurózu uvolníme cca 2 cm nad úroveň vlastního loketního kloubu po obou stranách a poté pokračujeme na předloktí k zadní



Obr. 55 a) b) Způsob zajištění a uvolnění závěsu Coonrad-Morrey středovým čepem

hraně ulny, zhruba 2 cm pod úroveň lokte. Tak si vytvoříme dostatečný prostor, abychom mohli přehlédnout celý závěs a oba epikondyly. Jejich distální část musíme obětovat, abychom dokázali uvolnit jisticí čep závěsu a závěs vyměnit. Postupujeme s maximální opatrností, abychom zachovali funkční úpony kolaterálních vazů. Problém může nastat při vyražení středového čepu, který má expanzní koncovku. Tuto koncovku musíme nejprve sevřít tlakem odemykacího nástroje a poté kontinuálním tlakem vyrazit (obr. 55a, b). Pokud je mechanismus západky poničen například deformovaným nebo špatně nasazeným odemykacím nástrojem, je vyražení koncovky prakticky nemožné bez postupného odlámání jisticích břitů. Vhodnou přípravou k tomuto kroku je odvrtání koncovky (obr. 56a, b). Kompletní sestava kovových i polyetylenových součástí závěsu je dodávána zvlášť v samostatném balení.



Obr. 56
a) Odvrtaný středový čep s uštípnutým hrotem
b) komponenty extrahované pro hlubokou infekci (lehké opotřebení – revmatická nemocná, 3 roky od implantace)

2.7 ZÁVĚRY

Shrneme-li naši vlastní zkušenost s poznatky získanými z odborné literatury, můžeme prohlásit, že v současné době považujeme semiconstrain náhrady za správnou volbu metody. Tyto typy náhrad mají proti klasickému nonconstrain modelu jednodušší operační techniku, širší indikace a doufejme že i lepší dlouhodobé výsledky. Jejich hlavním problémem je však konstrukce volného závěsu. V případě endoprotézy Coonrad-Morrey lze včasnou výměnou polyetylenových vložek zabránit progresi osteolytických změn. Nicméně i na poli nestišťených náhrad jde vývoj dopředu. Souter-Strathclyde se ubírá směrem k delším dříkům, které zajistí větší stabilitu komponenty. Jeho indikační možnosti se rozšiřují alternativou „snap fit“ ulnární vložky, a tedy vykročením k semiconstrain náhradám. Pokud nebude tato dočasná stabilizační funkce spojena s nárůstem osteoagresivního otěru a umožní skutečně jen vytvoření přirozené stability, může se stát cestou k „optimálnímu“ implantátu s anatomickými parametry a s perspektivou dlouhodobého přežití.

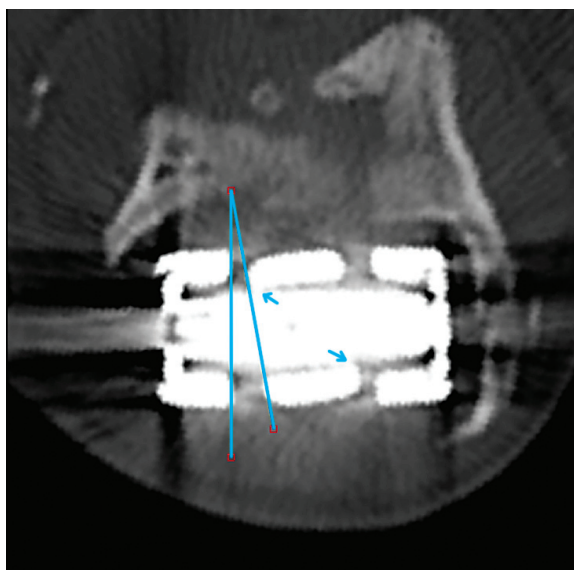
3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

3.1 ÚVOD DO PROBLÉMU

Jak bylo již řečeno v klinické části práce, hlavním problémem pro dlouhodobé přežití jinak velmi úspěšné totální náhrady loketního kloubu Coonrad-Morrey je míra opotřebení polyetylenového vložkování volného závěsu tohoto implantátu. Jeho včasná výměna dříve, než dojde k akceleraci otěru a v jeho důsledku k osteolytickým změnám spojeným s uvolněním implantátu, by mohla vést k významnému prodloužení životnosti endoprotézy v kostním lůžku. O kritickém opotřebení závěsu, které je indikací k jeho výměně, vypovídá zvýšení úhlu mezi humerální a ulnární komponentou nad limit 10 stupňů, kdy dochází k prakticky transmuralnímu defektu polyetylenové vložky, a kontaktu komponent kov na kov (Obr. 57). Tento stav je spojen s významným nárůstem polyetylenového a kovového otěru.

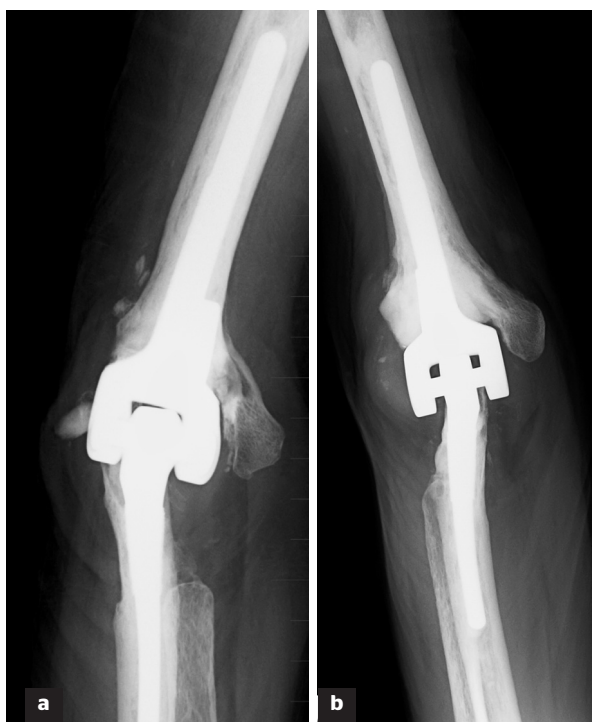
Exaktní změření tohoto úhlu z běžného rentgenového snímku je prakticky nemožné.

V první řadě je často obtížné zachytit postavení komponent totální endoprotézy tak, abychom vůbec mohli s odpovídající přesností změřit úhel mezi ulnární a humerální komponentou ve volném závěsu. Jistě lze korigovat



Obr. 57

Přímé měření úhlu mezi ulnární a humerální komponentou. Naměřený úhel se blíží 10 stupňům. Místo, kde je téměř přímý kontakt mezi kovovými částmi komponent, ukazují šipky



Obr. 58

a) Běžný snímek, jako je tento, neumožní jakékoli validní změření úhlu mezi komponentami
b) Korektní poloha dosažená pomocí skiaskopie



postavení kloubu pomocí skiaskopie (obr. 58a, b), ale ani tímto způsobem nezískáme relevantní materiál. V případě držených poloh (dukce, pronace, supinace), které jsou pro posouzení stavu závěsu rozhodující, je zachycení korektního postavení humerální vidlice ještě obtížnější. Nejčastějším problémem je při tomto manévru rotace humeru (obr. 59a, b). Při rentgenologickém vyšetření navíc nejsme vůbec schopni změřit rotační pohyb, který je pro zhodnocení stavu závěsu stejně důležitý jako úhel dukční.

Vzhledem k uvedeným problémům jsme se rozhodli vypracovat techniku, která by stav polyetylenové vložky zmapovala přesněji a zároveň prověřila integraci humerální a ulnární komponenty v kostním lůžku, jejíž kvalita je podstatná při indikaci rozsahu výkonu na loketním kloubu. Tedy jinými slovy, pouhá jednoduchá výměna závěsu je podmíněna pevnou integrací humerálního i ulnárního dřívku.

Předpokládáme, že pokud se metoda v budoucnu osvědčí při sledování volného závěsu Coonrad-Morrey, bude ji možné v malých modifikacích aplikovat i pro další závěsové mechanismy, a to nejen u loketního kloubu.

Obr. 59

Držené polohy

a) v maximální ulnární dukci

b) v maximální radiální dukci

3.2 METODIKA

Základem pro odečítání údajů je computerová tomografie (dále CT) vyšetření loketního kloubu s totální náhradou, které jsme prováděli na přístroji SIEMENS (obr. 60) s obchodním názvem SOMATOM, typ Sensation 16 z roku 2002 (Siemens A. G., Mnichov, SRN). Jedná se o CT multislice scanner, který pracuje technikou spirální akvizice dat s kolimací 0,75 mm s následnými multiplanárními 3D rekonstrukcemi.

Zpočátku jsme při CT vyšetření pacienta prováděli série snímků v následujícím postavení loketního kloubu:

1. extenze s maximální supinací,
2. extenze s maximální pronací,
3. držený snímek v extenzi s ulnárním tlakem,
4. držený snímek v extenzi s radiálním tlakem,
5. flexe 90 stupňů s maximální pronací a supinací,
6. maximální flexe s maximální pronací a supinací.

Při hodnocení výsledků, jsme zjistili, že držené snímky (ulnárně a radiálně) v extenzi, a pronace-supinace v extenzi mají pro naše měření největší výpovědní hodnotu, protože v těchto polohách byly vždy naměřeny největší odchylky. Vzhledem ke konstrukci volného závěsu je pro stav opotřebení polyetylenových komponent vždy určující největší odchylka. Z tohoto důvodu lze měření zúžit jen na 4 základní polohy:

1. extenze s maximální supinací,
2. extenze s maximální pronací,
3. držený snímek v extenzi s ulnárním tlakem,
4. držený snímek v extenzi s radiálním tlakem.

Tím se zhruba o třetinu snížila dávka záření a urychlilo se CT vyšetření.

Snímky byly zpracovány v programu ScanView.cz, který byl vytvořen původně na vizualizaci



Obr. 60
Přístroj CT Siemens, Somatom, typ Sensation 16

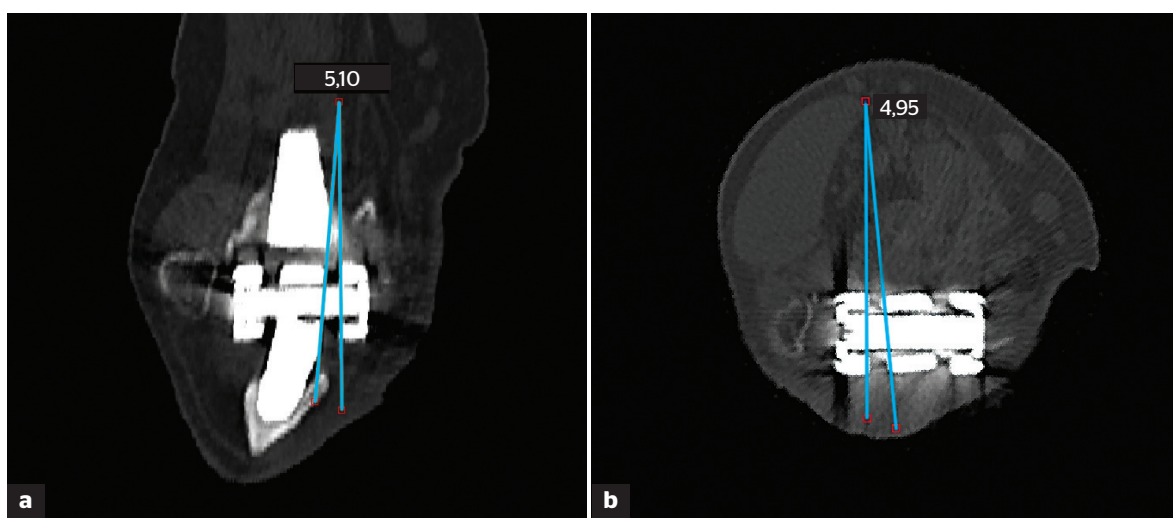
obrazu snímků MRI, CT, RTG a sonografii RNDr. Janem Krásenským v roce 1996. Program se používá při monitorování pacientů s roztroušenou sklerózou (VANĚČKOVÁ 2002, 2010), při volumetrickém sledování chrupavky v obrazu MR (VANĚČKOVÁ 2002), v ortopedii byl program použit při měření kinematiky kolenního kloubu (PINSKEROVÁ 2009). Program se stále zdokonaluje (přibývají nové možnosti zpracování obrazu). Pracovali jsme s verzí 1.0.7, která byla upravena pro účely našeho měření.

3.2.1 Manuální odečet opotřebení závěsu (hodnocení frontálního a transverzálního řezu)

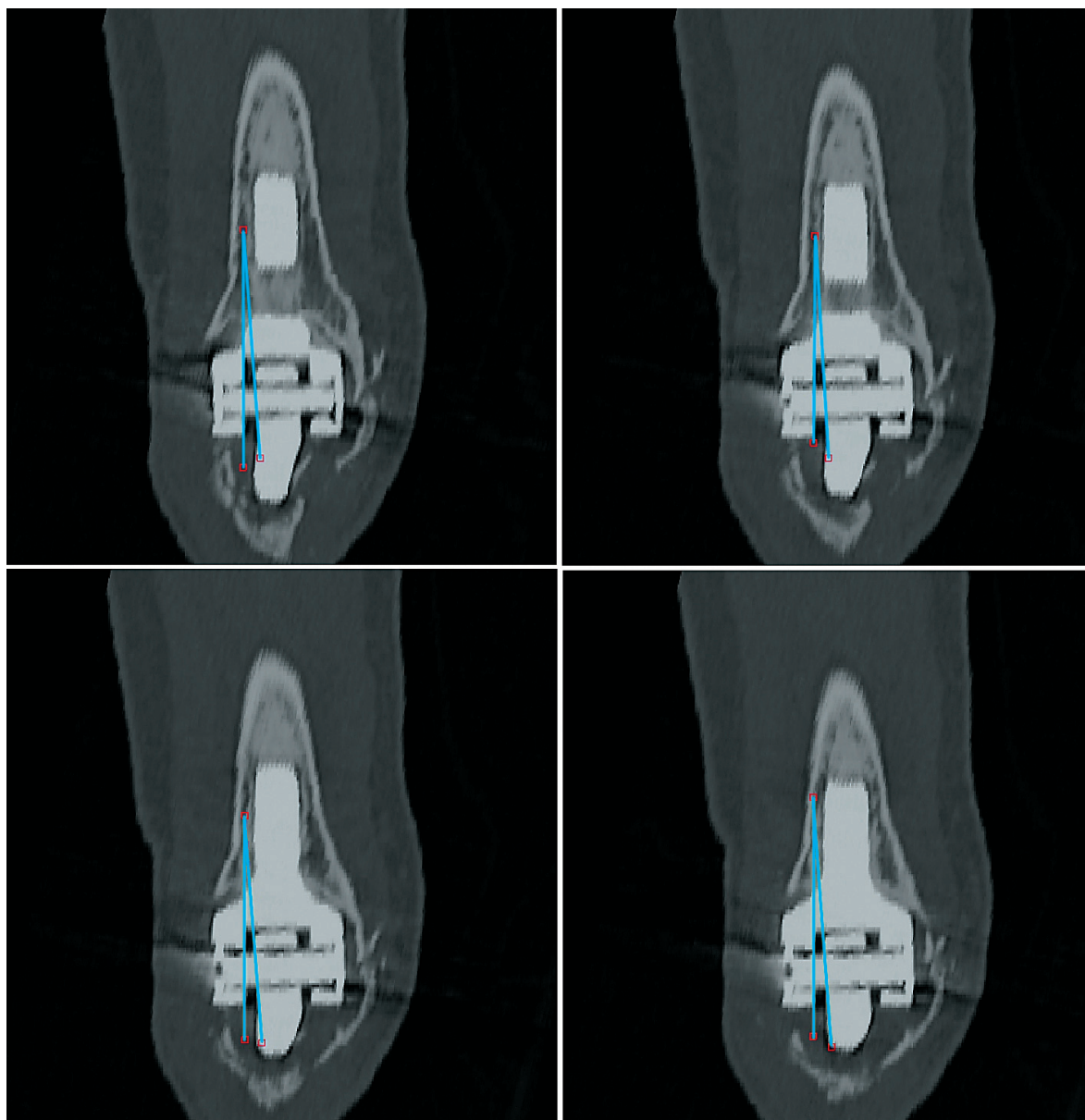
Pro rychlé zjištění konkrétního opotřebení polyetylenových součástí závěsu ve smyslu indikace k jejich výměně je nejvhodnější manuální odečet opotřebení závěsu.

Rozlišujeme úhel alfa reprezentující klasickou flexi v loketním kloubu v sagitální rovině, dále úhel beta určující pohyb radioulnární ve frontální rovině, jinými slovy dukční pohyby, a nakonec úhel gamma, k jehož změnám dochází při pronosupinačních pohybech a rotaci, a jedná se tedy o pohyb v transverzální rovině. Pro hodnocení stavu volného závěsu má smysl pouze úhel beta a gamma (obr. 61a, b).

Manuální odečet pro úhel beta provádíme na čtyřech řezech ve frontální rovině loketního kloubu (obr. 62). Úhel gamma měříme na čtyřech transverzálních řezech (obr. 63) loketního kloubu v místě volného závěsu. Počet hodnocených řezů je dán šíří závěsu.

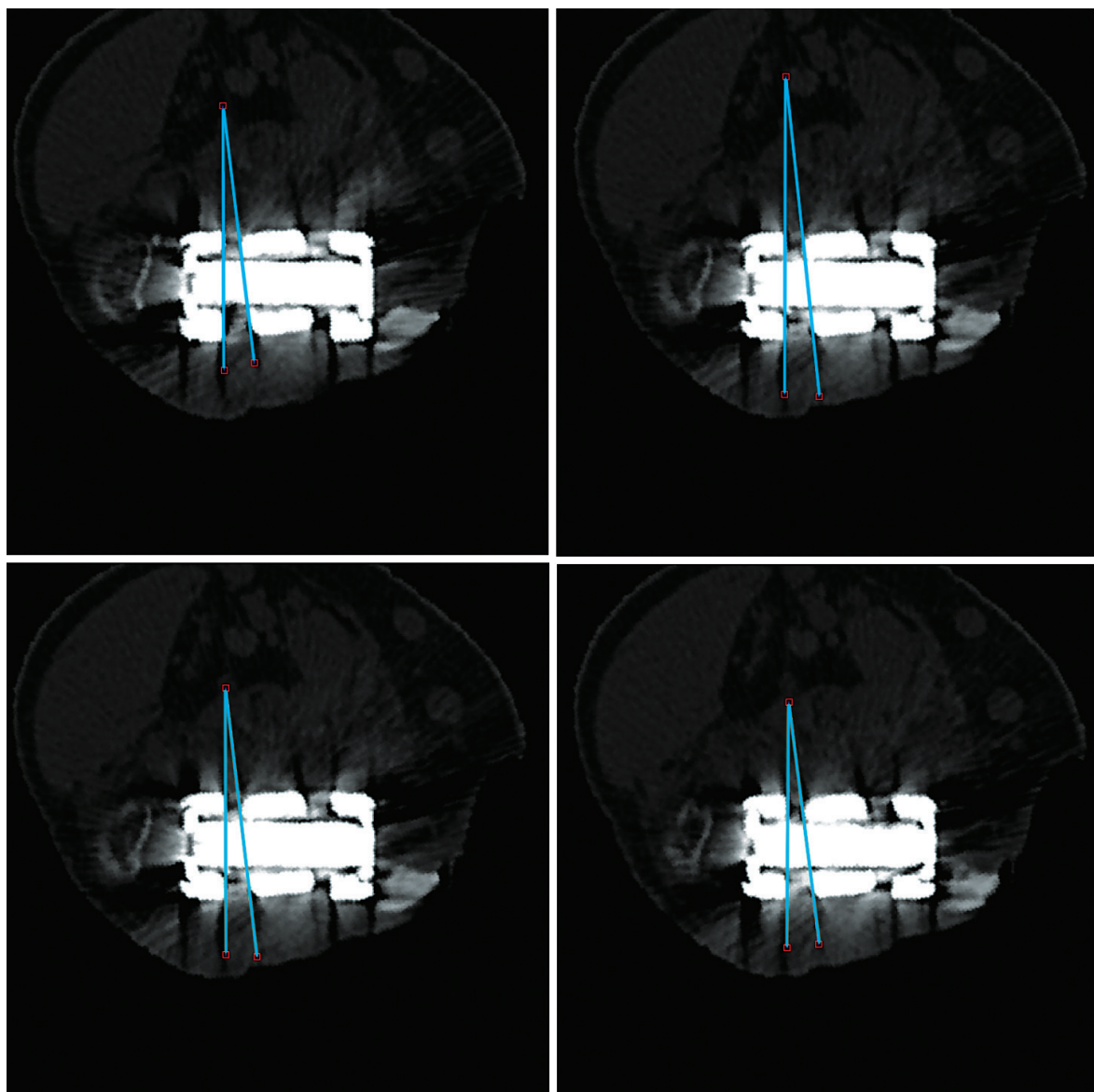


Obr. 61. a) úhel beta, b) úhel gamma



Obr. 62. Manuální odečet – úhel beta

Výsledný úhel (beta, gamma) získáme aritmetickým průměrem odečtených hodnot. Manuální měření provádíme ve čtyřech základních polohách (extenze s maximální supinací, extenze s maximální pronací, držený snímek v extenzi s ulnárním tlakem, držený snímek v extenzi s radiálním tlakem). V každé poloze získáme hodnotu beta a gamma úhlu. Zjištěných 8 hodnot reprezentuje stav polyetylenových pouzder závěsu. Pokud žádná z naměřených hodnot nepřekročila 7 stupňů, považovali jsme polyetylenové vložkování za intaktní. Každý stupeň navíc pak svědčí v přímé úměře o nárůstu opotřebení. Stav, kdy některá z hodnot byla vyšší než

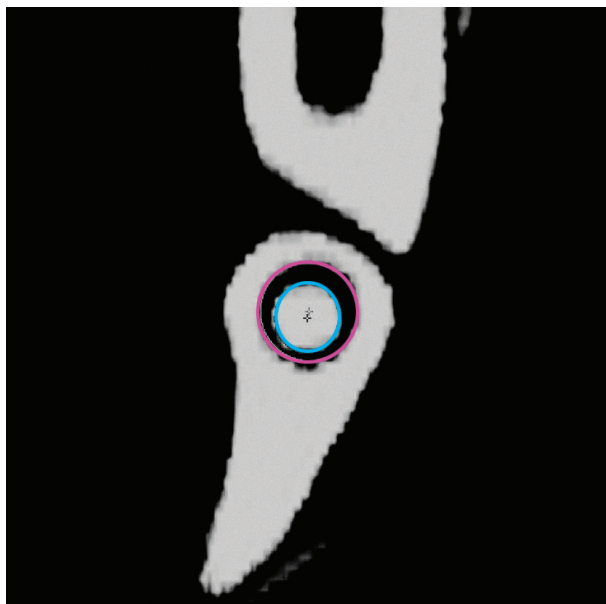


Obr. 63. Manuální odečet – úhel gamma

9 stupňů, jsme již považovali za riziko, z něhož vyplývaly častější kontroly nemocného. Stav, kdy by některá z hodnot překročila 10 stupňů, indikujeme k výměně závěsu. Tento způsob hodnocení má v sobě určitou míru subjektivity, a tudíž je vhodný spíše pro posouzení aktuálního stavu a indikace než pro dlouhodobé sledování například dvou souborů s různým zatížením operovaného kloubu. Tato metoda je velmi jednoduchá a rychlá a lze ji aplikovat přímo na výstupech CT vyšetření v běžné ambulanci bez nutnosti aplikace programu ScanView.cz, i když možnost vyrovnání měřených řezů je rozhodně výhodou.

3.2.2 Automatický odečet opotřebení závěsu (hodnocení sagitálního řezu)

V programu ScanView.cz měříme úhel mezi osou válce otvoru ulnární komponenty a osou spojovacího čepu (obr. 64), který je pevně usazen v humerální komponentě. Abychom mohli provést relevantní sagitální rekonstrukce (obr. 65a, b), srovnáváme v programu ScanView.cz rotaci humeru co nejblíže nulovému postavení (exaktní anteroposteriorní pozice). Pro jednu polohu je k dispozici průměrně 10 sagitálních řezů (1mm vzdálenost mezi jednotlivými sagitálními řezy). Na těchto řezech si vyznačíme vnitřní obvod otvoru ulnární komponenty



Obr. 64
Sagitální řez znázorňující měření volného závěsu. Modrá kružnice značí vnější obvod čepu volného závěsu. Fialová kružnice značí vnitřní obvod otvoru ulnární komponenty. Křížky značí středy kružnic.

a vnější obvod závěsového čepu (obr. 65 b).

V ideálním případě, kdy je humerální dřík opravdu v nulovém postavení, se jeví vyznačené obvody jako kružnice. Středy jednotlivých označených kružnic pak proložíme dvěma osovými přímkami, z nichž jedna reprezentuje osu otvoru ulnární komponenty a druhá osu závěsového čepu (obr. 66). Pro určení osových přímek použijeme metodu nejmenších čtverců, tj. osová přímka se vypočte v programu tak, aby byl součet druhých mocnin vzdáleností jednotlivých bodů (středů kružnic, případě elips z jednotlivých řezů) od této přímky minimální. Takto určené přímky jsou nejlepšími aproximacemi

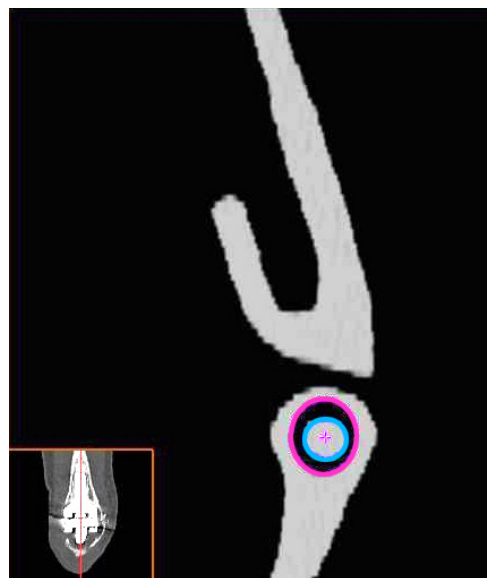
skutečných os válce otvoru ulnární komponenty a spojovacího čepu. Úhel, který tyto osové přímky svírají, definuje volnost závěsu v měřené poloze. Velikost tohoto úhlu lze získat přímo z programu ScanView.cz. Výsledkem uvedeného automatického odečtu jsou 4 úhlové hodnoty (pro každou měřenou polohu jedna), které nazýváme úhlem omega. Žádná z nich by u neopotřebovaného závěsu neměla přesáhnout 7 stupňů. Významná míra objektivity, která je daná automatickým odečtem, metodu předurčuje spíše k dlouhodobému sledování progresu opotřebení závěsu v závislosti na vnějších faktorech. Toto měření vyžaduje již větší zkušenost



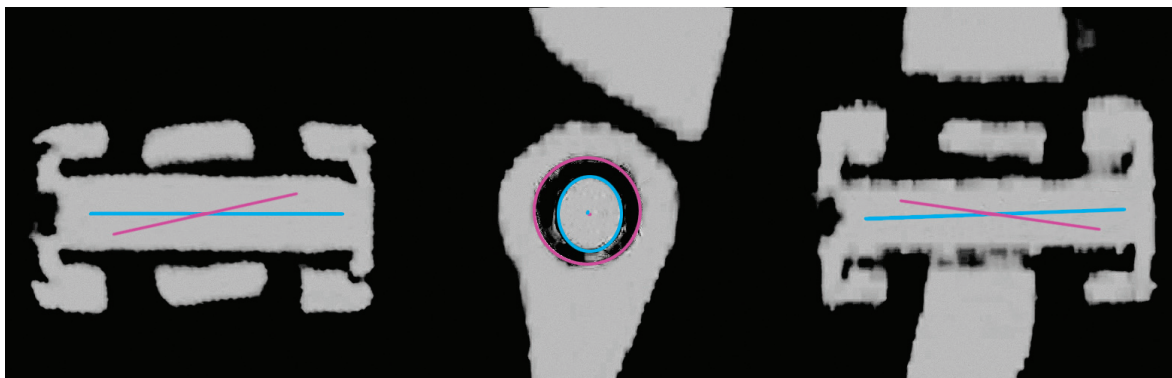
Obr. 65

a) Horní trojice obrázků reprezentuje přímý výstup CT, dolní trojice představuje obrázky po korekci do exaktní anteroposteriorní pozice v programu ScanView.cz

s programem ScanView.cz a není jednoduše aplikovatelné v ambulantních podmínkách. Úhel omega můžeme rozložit na úhly beta a gamma (obr. 67), které vzniknou projekcí původního úhlu do vzájemně kolmých rovin pohybu ulnární komponenty. Závislost mezi úhly beta a gamma, které můžeme odečíst manuální metodou popsanou výše a úhlem omega, se řídí podle vztahu ($\Omega = \sqrt{\beta^2 + \gamma^2}$). Tento přepočítání mezi manuální a automatickou metodou odečtu lze použít pro kontrolu správnosti aplikované metodiky. Odchylka tohoto výpočtu proti automaticky odečtenému nepřesahuje 0,3 stupně.



b) Obraz srovnán s humerální komponentou přesně do frontální roviny (výřez vlevo dole). Velký obrázek představuje odpovídající rekonstrukci v sagitální rovině



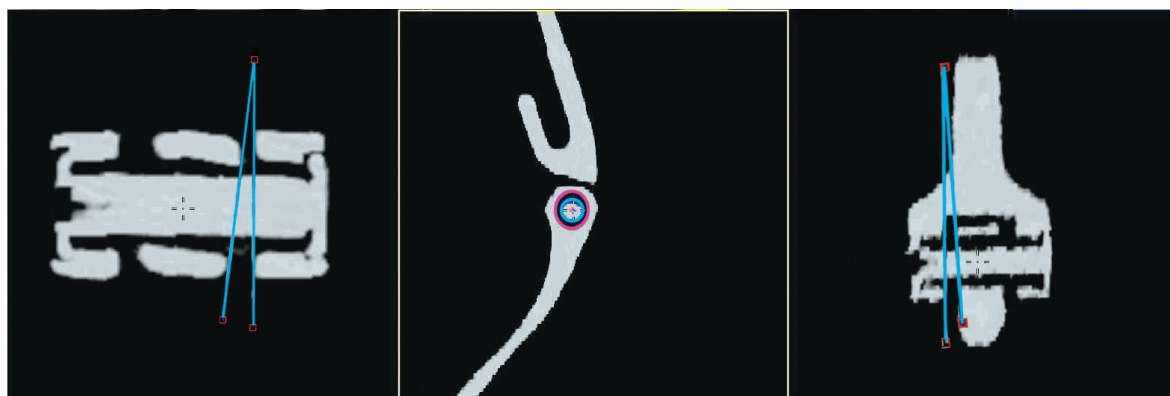
Obr. 66

Osové přímky. Modrá přímka reprezentuje osu závesového čepu, fialová přímka osu otvoru ulnární komponenty. Modrá kružnice značí vnější obvod čepu volného závěsu. Fialová kružnice značí vnitřní obvod otvoru ulnární komponenty. Křížky značí středy kružnic.

3.2.3 Hodnocení integrace dříků

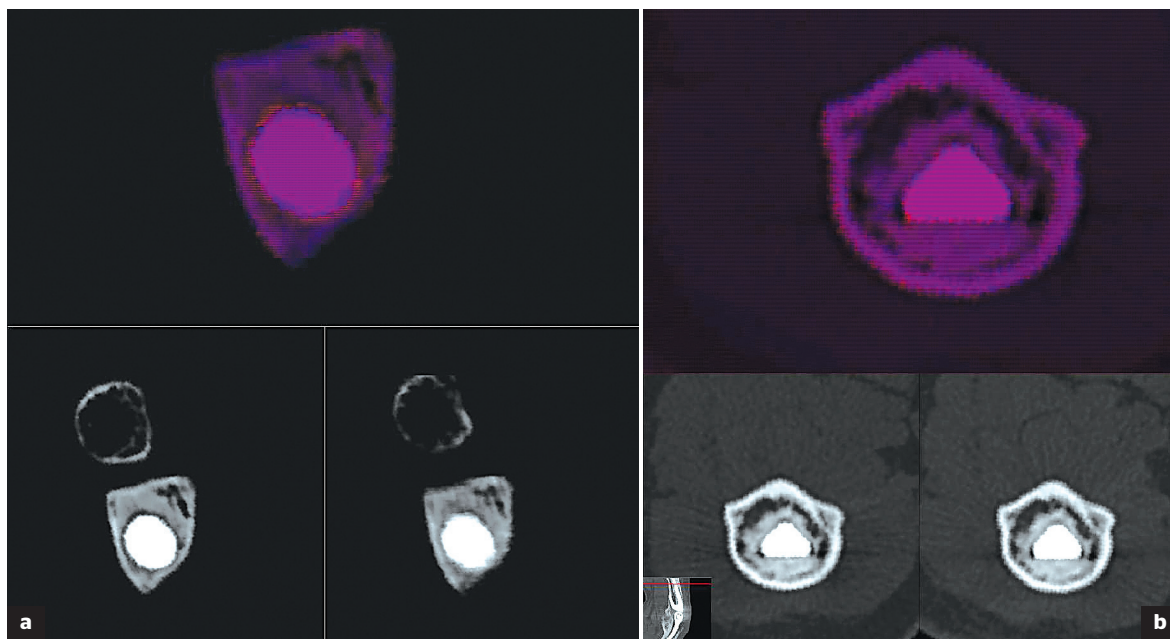
V poslední části hodnocení jsme se zabývali kvalitou integrace dříků totální náhrady. Pro posouzení kvality integrace dříků jsme využili funkce uvedeného programu spojovat obraz (obrazová fúze). Fúze může být prováděna jak automaticky, tak manuálně. Manuální doladění fúze zvýší přesnost měření. Podstatou měření je spojení obrazu (řezu) humeru, resp. ulny ze dvou relevantních měřených poloh a jeho zafixování jako pevné soustavy. Od této pevné soustavy lze pak zcela exaktně odečítat změnu postavení humerálního, resp. ulnárního dříku, resp. jeho cementového pláště při jednotlivých měřených polohách. Zjednodušeně řečeno, řezy humeru a ulny ze dvou extrémních poloh loketního kloubu (radiální a ulnární dukce nebo maximální pronace a maximální supinace) na sobě sedí opticky v zákrytu (obr. 68a, b). Tuto sekvenci si program uloží a od ní odečítá změny postavení dříků, resp. cementového pláště ulnární a humerální komponenty. V případě vyrovnané kosti a dobře integrovaného dříku zůstává v zákrytu i dřík, resp. jeho cementový plášť (obr. 68a, b). Tam kde je dřík uvolněn, se jednotlivé průřezy dříku, případě jeho cementového pláště proti sobě posunou (obr. 69 a 70). Míra posunu, kterou je program schopen přesně přepočítat na úhly a mm, určuje rozsah uvolnění dříku, eventuálně v odstupu na opakovaných snímcích jeho progresi.

Program umožňuje měřit translační pohyb s přesností na jeden pixel (1 pixel = 0,25 mm) a rotační pohyb s přesností na 0,2 stupně. Jakýkoli nález, kde převyšuje translační pohyb 0,25 mm a rotační pohyb 0,4 stupně (dvojnásobek přesnosti programu – tuto hodnotu jsme zvolili, vzhledem k možnému pohybu končetiny při snímkování) můžeme považovat za uvolnění dříku.



Obr. 67

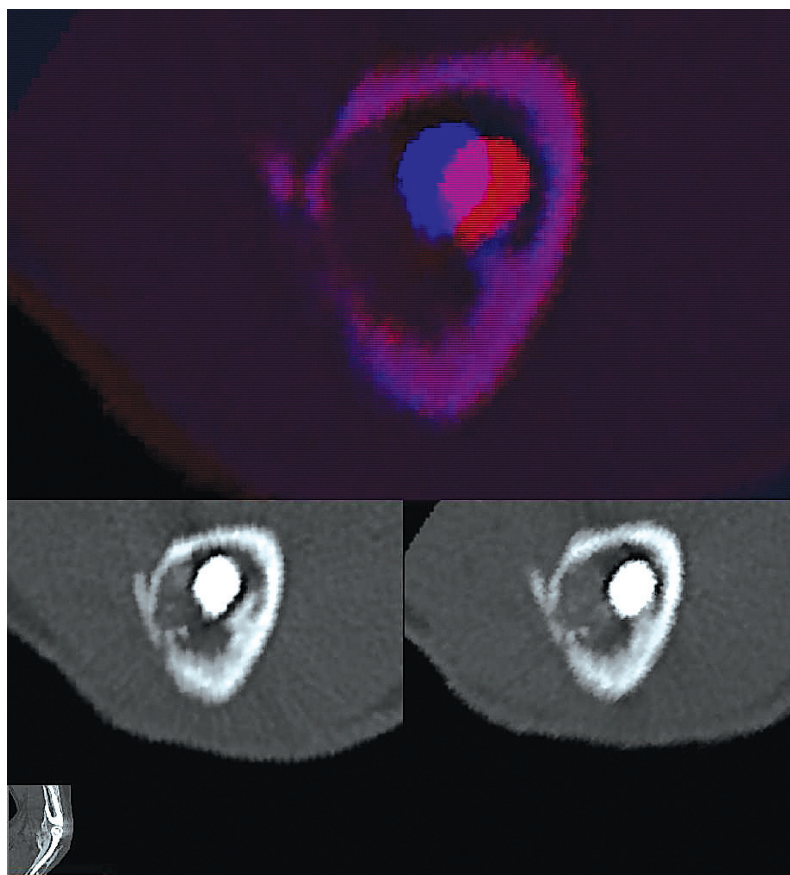
Projekce prostorového úhlu omega (úhel omega se měří ze středů kružnic vnějšího obvodu čepu volného závěsu a vnitřního obvodu ulnární komponenty – prostřední obrázek) do dvou rovin pohybu. Levý obrázek – úhel gamma, pravý obrázek – úhel beta



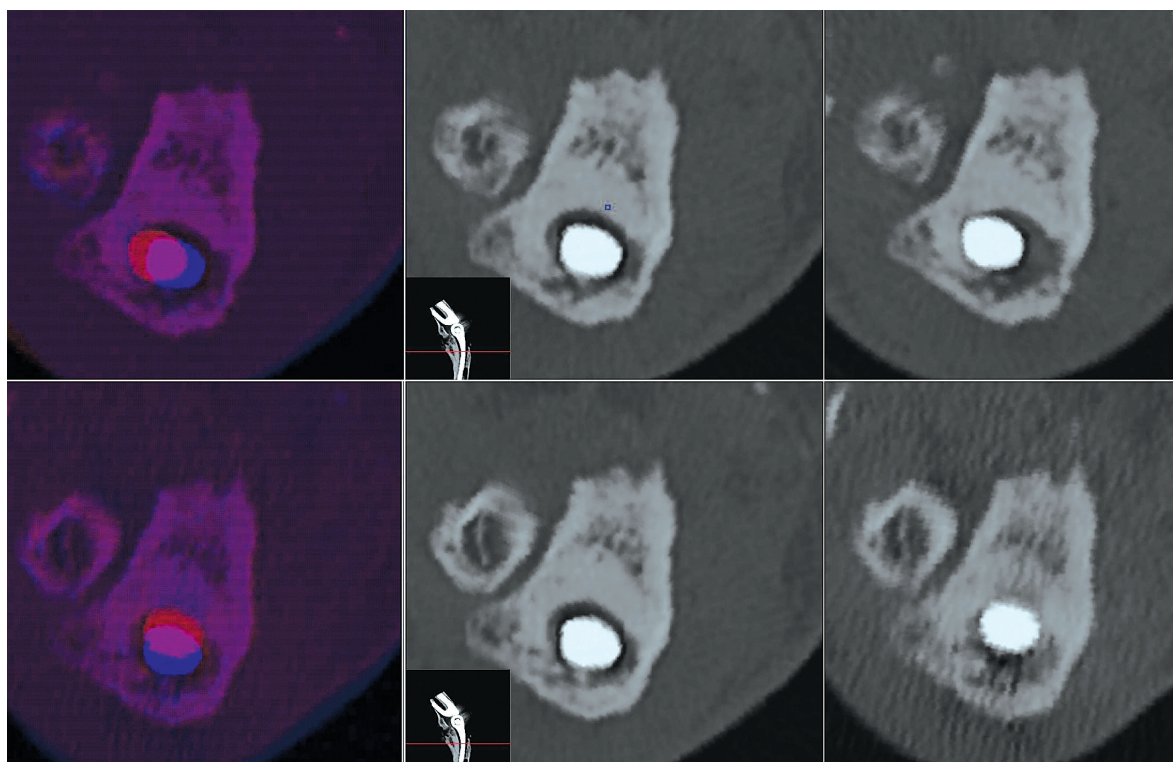
Obr. 68

Fúze obrazu dvou extrémních poloh loketního kloubu. V dolní části obrázku jsou srovnané kostní řezy (vlevo – radiální dukce v supinaci, vpravo – ulnární dukce v supinaci). Horní fialový obrázek ukazuje fúzované řezy. Všechny části řezu (tj. kost, cementový plášť, dřík) jsou v optickém zákrytu (fialová barva). Humerální i ulnární dřík jsou tedy pevně integrovány.

a) Řez ulnou, b) řez humerem



Obr. 69
Fúze obrazu dvou držených poloh loketního kloubu. Modrá barva značí postavení ulnárního dříku v extenzi a supinaci, červená barva změnu postavení téhož dříku při radiální dukci. Kolem dříků chybí cementový plášť. Jedná se o uvolnění špatně zacementovaného ulnárního dříku.



Obr. 70. Pohyb výše uvedeného dříku v dalších držených polohách

3.3 MATERIÁL

Tímto způsobem jsme zhodnotili 16 loketních kloubů s totální náhradou Coonrad-Morrey, s nejdelším odstupem od operace. Prvních 8 nemocných bylo s revmatoidní artritidou a dalších 8 nemocných s poúrazovou artrózou, abychom získali představu o možném rozdílu opotřebení volného závěsu ve skupinách s rozdílným nárokem na fyzické zatížení. Průměrný věk v době operace byl v souboru 56,18 roku (rozsah 31,33 – 73,43, SD 11,2). Průměrná doba sledování byla 6,72 roku (rozsah 5,98 – 8,38, SD 0,75) U všech nemocných bylo provedeno CT vyšetření operovaného loketního kloubu a identickým způsobem zhodnocen stav závěsu a integrace dřívku. Zjištěné výsledky byly zhodnoceny statisticky v programu Statistica 9 (StatSoft, Inc. Tulsa, Oklahoma, USA). U 4 nemocných s nejdelší dobou sledování (více než 7 let) byla navíc změřena kvalita integrace dřívků.

3.4 VÝSLEDKY

Manuálně naměřené výsledky ukázaly relativně přijatelný stav polyetylenového vložkování zkoumaných závěsů. Ve většině případů bylo nalezeno pouze lehké, maximálně střední opotřebení polyetylenových vložek (tab. 8). O něco horší byl nález v případě automatického odečtu úhlu mezi osou válce otvoru ulnární komponenty a osou spojovacího čepu. Ve třech případech zde byla překročena stanovená hranice 10 stupňů (tab. 9). Pokusili jsme se rovněž zjistit relaci mezi manuálním (rovinovým) a automatickým prostorovým odečtem. Využili jsme k tomu výše uvedeného přepočtu manuálně změřených úhlů beta a gamma na prostorový korelát. Porovnání dat obsahuje tabulka (tab. 10), z níž je patrné, že maximální odchylka uvedená autorem programu (0,3 stupně) byla překročena jen v jediném případě. V další fázi jsme se pokusili zjistit, zda v rychlosti opotřebení může hrát roli základní diagnóza, resp. pohlaví operovaného jedince. Poměrně jednoznačný rozdíl jsme našli při srovnání výsledků souborů rozdělených podle diagnózy. Ve skupině artrotických nemocných bylo významně větší opotřebení závěsu jak při vyhodnocení manuálního, tak i automatického odečtu. Signifikantní rozdíl ve volnosti závěsu jsme mezi skupinami shledali u radiální a ulnární dukce. Pronosupinační volnost jevila statistickou shodu (tab. 11 a 12). Na druhou stranu rozdíl opotřebení v závislosti na pohlaví nebyl jednoznačný. Dá se říci, že ukázal spíše shodu (tab. 13 a 14). Výsledky měření integrace dřívku prokázaly uvolnění ulnárního dřívku u nemocného s posttraumatickou artrózou. Uvolnění humerálního dřívku u tohoto nemocného měření neprokázalo. Ve zbývajících 3 případech jsme nenalezli uvolnění ani jednoho z dřívků (tab. 15).

Pacient	DG	Doba sledování	Pohlaví	Ulnární dukce		Radiální dukce		Pronace		Supinace		Hodnocení závěsu
				beta	gamma	beta	gamma	beta	gamma	beta	gamma	
1	O.A.	8,16	muž	3,58	7,17	4,31	9,25	1,47	0,72	3,93	5,75	střední opotřebení
2	O.A.	6,29	muž	4,26	8,15	6,71	8,94	2,66	4,84	5,12	7,92	lehké opotřebení
3	O.A.	6,27	muž	2,95	7,11	6,35	8,13	1,99	3,33	4,00	4,99	lehké opotřebení
4	O.A.	6,25	žena	3,23	5,88	8,10	7,90	1,43	1,49	2,65	5,30	lehké opotřebení
5	O.A.	6,24	žena	2,38	4,43	3,81	8,00	2,24	5,10	3,76	5,94	lehké opotřebení
6	O.A.	6,15	žena	3,19	5,34	2,81	6,90	2,69	2,94	2,16	4,67	intaktní
7	O.A.	6,03	žena	3,93	5,12	5,92	7,34	2,18	3,63	3,01	4,23	lehké opotřebení
8	O.A.	5,98	žena	4,13	6,00	3,00	7,86	2,94	3,19	2,92	7,99	lehké opotřebení
9	R.A.	8,38	žena	1,09	4,45	2,98	8,73	2,33	5,67	4,48	7,22	lehké opotřebení
10	R.A.	7,61	žena	2,17	3,55	3,42	5,90	2,73	4,93	4,11	5,39	intaktní
11	R.A.	7,38	žena	2,97	4,11	2,71	8,21	2,19	4,90	4,14	7,62	lehké opotřebení
12	R.A.	6,71	muž	3,10	4,49	3,99	6,34	2,52	4,11	3,69	6,81	intaktní
13	R.A.	6,68	žena	1,87	3,99	3,52	6,23	1,79	2,63	3,12	5,45	intaktní
14	R.A.	6,56	muž	3,12	4,93	2,34	7,21	2,43	5,78	4,59	7,53	lehké opotřebení
15	R.A.	6,48	žena	2,41	4,18	3,21	6,92	1,57	0,95	2,18	4,90	intaktní
16	R.A.	6,42	žena	1,39	3,41	2,76	6,28	2,16	5,62	3,83	5,31	intaktní

Tab. 8. Hodnoty získané manuálním odečtem

Pacient	DG	Doba sledování	Pohlaví	Ulnární dukce	Radiální dukce	Pronace	Supinace	Hodnocení závěsu
1	O.A.	8,16	muž	7,92	9,96	1,63	6,84	střední opotřebení
2	O.A.	6,29	muž	9,37	10,91	5,67	9,21	těžké opotřebení
3	O.A.	6,27	muž	7,62	10,20	3,61	6,58	těžké opotřebení
4	O.A.	6,25	žena	6,90	11,10	2,01	5,94	těžké opotřebení
5	O.A.	6,24	žena	5,11	8,75	5,45	7,31	lehké opotřebení
6	O.A.	6,15	žena	6,55	7,63	4,12	5,01	lehké opotřebení
7	O.A.	6,03	žena	6,37	9,41	4,09	5,29	střední opotřebení
8	O.A.	5,98	žena	7,31	8,51	4,39	8,39	lehké opotřebení
9	R.A.	8,38	žena	4,67	9,14	6,27	8,52	střední opotřebení
10	R.A.	7,61	žena	4,26	6,80	5,50	6,90	intaktní
11	R.A.	7,38	žena	5,01	8,78	5,09	8,49	lehké opotřebení
12	R.A.	6,71	muž	5,39	7,56	4,97	7,80	lehké opotřebení
13	R.A.	6,68	žena	4,59	7,22	3,01	6,42	lehké opotřebení
14	R.A.	6,56	muž	5,91	7,70	6,11	9,00	lehké opotřebení
15	R.A.	6,48	žena	4,75	7,52	1,85	5,11	lehké opotřebení
16	R.A.	6,42	žena	3,58	6,87	5,87	6,59	intaktní

Tab. 9. Hodnoty získané automatickým odečtem

Pacient	Ulnární dukce (stupně)			Radiální dukce (stupně)			Pronace (stupně)			Supinace (stupně)		
	Autom. od.	Rel. man. od.	Rozdíl	Autom. od.	Rel. man. od.	Rozdíl	Autom. od.	Rel. man. od.	Rozdíl	Autom. od.	Rel. man. od.	Rozdíl
1	7,92	8,01	-0,09	9,96	10,20	-0,24	1,63	1,64	-0,01	6,84	6,96	-0,13
2	9,37	9,20	0,17	10,91	11,18	-0,27	5,67	5,52	0,15	9,21	9,43	-0,22
3	7,62	7,70	-0,08	10,20	10,32	-0,12	3,61	3,88	-0,27	6,58	6,40	0,18
4	6,90	6,71	0,19	11,10	11,31	-0,21	2,01	2,07	-0,06	5,94	5,93	0,01
5	5,11	5,03	0,08	8,75	8,86	-0,11	5,45	5,57	-0,12	7,31	7,03	0,28
6	6,55	6,22	0,33	7,63	7,45	0,18	4,12	3,98	0,14	5,01	5,15	-0,14
7	6,37	6,45	-0,08	9,41	9,43	-0,02	4,09	4,23	-0,14	5,29	5,19	0,10
8	7,31	7,28	0,03	8,51	8,41	0,10	4,39	4,34	0,05	8,39	8,51	-0,12
9	4,67	4,58	0,09	9,14	9,22	-0,08	6,27	6,13	0,13	8,52	8,50	0,03
10	4,26	4,16	0,10	6,80	6,82	-0,02	5,50	5,64	-0,14	6,90	6,78	0,12
11	5,01	5,07	-0,06	8,78	8,65	0,13	5,09	5,37	-0,28	8,49	8,67	-0,18
12	5,39	5,46	-0,07	7,56	7,49	0,07	4,97	4,82	0,15	7,80	7,75	0,05
13	4,59	4,41	0,18	7,22	7,16	0,06	3,01	3,18	-0,17	6,42	6,28	0,14
14	5,91	5,83	0,08	7,70	7,58	0,12	6,11	6,27	-0,16	9,00	8,82	0,18
15	4,75	4,82	-0,07	7,52	7,63	-0,11	1,85	1,84	0,01	5,11	5,36	-0,25
16	3,58	3,68	-0,10	6,87	6,86	0,01	5,87	6,02	-0,15	6,59	6,55	0,04

Tab. 10. Porovnání dat získaných automatickým odečtem s manuálním odečtem přepočteným podle vzorce $\rho = \sqrt{\beta^2 + \gamma^2}$

Manuální měření		Prům. hodnota (st.)		Hodnota p	Počet vyšetřených		Směrodatná odch.	
		O.A.	R.A.		O.A.	R.A.	O.A.	R.A.
Ulnární dukce	beta	3,46	2,27	0,0049	8	8	0,64	0,78
	gamma	6,15	4,14	0,0008	8	8	1,24	0,50
Radiální dukce	beta	5,13	3,12	0,0127	8	8	1,92	0,53
	gamma	8,04	6,98	0,0336	8	8	0,77	1,02
Pronace	beta	2,20	2,22	0,9508	8	8	0,56	0,38
	gamma	3,16	4,32	0,1426	8	9	1,49	1,61
Supinace	beta	3,44	3,77	0,4688	8	8	0,94	0,79
	gamma	5,85	6,28	0,5113	8	8	1,41	1,12

Tab. 11. Statistické porovnání manuálního měření u nemocných s artrózou (O.A.) a revmatoidní artritidou (R.A.)

Automatické měření	Prům. hodnota (st.)		Hodnota p	Počet vyšetřených		Směrodatná odch.	
	O.A.	R.A.		O.A.	R.A.	O.A.	R.A.
Ulnární dukce	6,83	4,77	0,0018	8	8	1,34	0,70
Radiální dukce	9,56	7,70	0,0031	8	8	1,21	0,85
Pronace	3,87	4,83	0,2250	8	8	1,45	1,58
Supinace	6,82	7,35	0,4560	8	8	1,46	1,32

Tab. 12. Statistické porovnání automatického odečtu u nemocných s artrózou (O.A.) a revmatoidní artritidou (R.A.)

Manuální měření		Prům. hodnota (st.)		Hodnota p	Počet vyšetřených		Směrodatná odch.	
		Muži	Ženy		Muži	Ženy	Muži	Ženy
Ulnární	beta	3,40	2,61	0,1168	5	11	0,53	0,98
dukce	gamma	6,37	4,59	0,0108	5	11	1,58	0,88
Radiální	beta	4,74	3,84	0,3465	5	11	1,80	1,68
dukce	gamma	7,97	7,30	0,2353	5	11	1,21	0,92
Pronace	beta	2,21	2,20	0,9712	5	11	0,49	0,47
	gamma	3,76	3,73	0,9796	5	11	1,92	1,64
Supinace	beta	4,27	3,31	0,0320	5	11	0,58	0,81
	gamma	6,60	5,82	0,2621	5	11	1,22	1,24

Tab. 13. Statistické porovnání manuálního odečtu u žen a mužů

Automatické měření	Prům. hodnota (st.)		Hodnota p	Počet vyšetřených		Směrodatná odch.	
	O.A.	R.A.		O.A.	R.A.	O.A.	R.A.
Ulnární dukce	7,24	5,37	0,0211	5	11	1,61	1,21
Radiální dukce	9,27	8,34	0,2293	5	11	1,53	1,29
Pronace	4,40	4,33	0,9405	5	11	1,82	1,51
Supinace	7,89	6,72	0,1201	5	11	1,21	1,34

Tab. 14. Statistické porovnání automatického odečtu u žen a mužů

Pacient / komp.	Diagnóza	Doba sledo- vání	Ulnární dukce				Radiální dukce				Pronace				Hodnocení
			směr posunu	posun (mm)	rovina rotace	rotace (stupně)	směr posunu	posun (mm)	rovina rotace	rotace (stupně)	směr posunu	posun (mm)	rovina rotace	rotace (stupně)	
1/ Ulnární komp.	O.A.	8,16	ulnárně	0,0087	alfa	0,1990	radiálně	5,5000	alfa	1,7600	radiálně	0,2800	alfa	0,3000	Uvolnění
			anteriorně	0,0650	beta	0,0400	anteriorně	2,0000	beta	2,7200	anteriorně	0,1000	beta	0,0800	
			proximálně	0,0024	gamma	0,5081	distálně	0,0650	gamma	5,8400	distálně	0,8400	gamma	0,6950	
1/ Humerální komp.			ulnárně	0,1280	alfa	0,0000	radiálně	0,0000	alfa	0,0125	radiálně	0,0020	alfa	0,0210	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0980	beta	0,0000	anteriorně	0,0098	beta	0,0231	anteriorně	0,0091	beta	0,0180	
			proximálně	0,0760	gamma	0,0020	distálně	0,0065	gamma	0,0641	distálně	0,0059	gamma	0,0000	
2/ Ulnární komp.	R.A.	8,38	ulnárně	0,0028	alfa	0,1892	radiálně	0,1025	alfa	0,0074	radiálně	0,1250	alfa	0,1003	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0570	beta	0,1330	anteriorně	0,1530	beta	0,0513	anteriorně	0,0157	beta	0,0000	
			proximálně	0,0013	gamma	0,1987	distálně	0,1100	gamma	0,0391	distálně	0,0065	gamma	0,0000	
2/ Humerální komp.			ulnárně	0,0076	alfa	0,0032	radiálně	0,0070	alfa	0,0091	radiálně	0,0050	alfa	0,0734	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0016	beta	0,0019	anteriorně	0,0012	beta	0,0063	anteriorně	0,0022	beta	0,0875	
			proximálně	0,0043	gamma	0,0070	distálně	0,0072	gamma	0,0029	distálně	0,0076	gamma	0,0309	
3/ Ulnární komp.	R.A.	7,61	ulnárně	0,0087	alfa	0,0591	radiálně	0,0290	alfa	0,0592	radiálně	0,0649	alfa	0,0281	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0764	beta	0,0240	anteriorně	0,0250	beta	0,0296	anteriorně	0,0826	beta	0,0723	
			proximálně	0,0231	gamma	0,0532	distálně	0,0180	gamma	0,0184	distálně	0,0139	gamma	0,0198	
3/ Humerální komp.			ulnárně	0,0070	alfa	0,0670	radiálně	0,0192	alfa	0,0039	radiálně	0,0493	alfa	0,0043	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0287	beta	0,0219	anteriorně	0,0091	beta	0,0082	anteriorně	0,0719	beta	0,0029	
			proximálně	0,0761	gamma	0,0810	distálně	0,0062	gamma	0,0019	distálně	0,0195	gamma	0,0073	
4/ Ulnární komp.	R.A.	7,38	ulnárně	0,0081	alfa	0,0000	radiálně	0,0027	alfa	0,0000	radiálně	0,0237	alfa	0,0014	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0529	beta	0,0078	anteriorně	0,0860	beta	0,0012	anteriorně	0,0371	beta	0,0000	
			proximálně	0,0187	gamma	0,0000	distálně	0,0076	gamma	0,0019	distálně	0,0187	gamma	0,0000	
4/ Humerální komp.			ulnárně	0,0812	alfa	0,0912	radiálně	0,0059	alfa	0,0078	radiálně	0,0291	alfa	0,0062	Integrovaný dřík
			anteriorně	0,0163	beta	0,0781	anteriorně	0,0075	beta	0,0012	anteriorně	0,0340	beta	0,0078	
			proximálně	0,0721	gamma	0,0182	distálně	0,0019	gamma	0,0061	distálně	0,0765	gamma	0,0017	

Tab. 15. Zhodnocení integrace dříků. Pouze u jednoho případu ulnárního dříku překročily hodnoty chybovou mez (posun 0,25 mm, rotace 0,4 stupně)

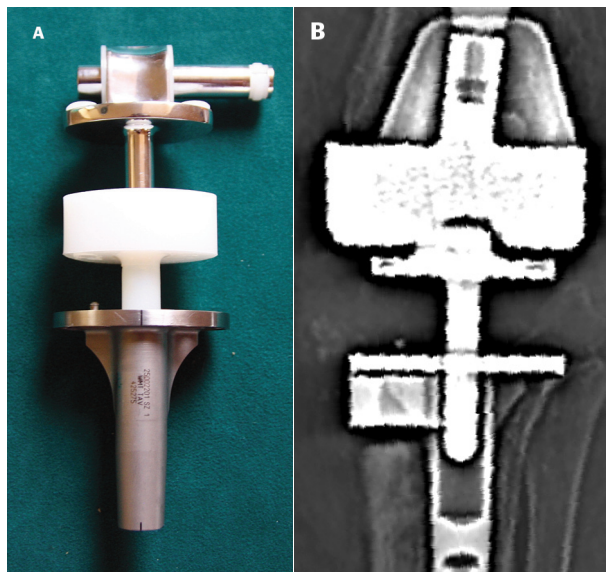
3.5 DISKUSE

Metoda měření, kterou v našem experimentu uvádíme, je zcela nová, a proto k ní zatím v literatuře nenacházíme korelát pro porovnání výsledků. Křížovým srovnáním dvou zcela odlišných technik měření jsme prokázali správnost postupu, protože rozdíl mezi našimi výsledky překročil stanovenou odchylku programu o 0,3 stupně pouze v jednom z 64 měření. Otázkou zůstává překročení kritických hodnot u 3 loketních kloubů při automatickém odečtu, které jsme při manuálním měření ve dvou rovinách (beta, gamma) nenalezli.

Při přepočtu manuálně změřených výsledků na prostorový úhel jeho hodnota korelovala s automatickým odečtem. Zaznamenali jsme, že velikost prostorového úhlu volnosti omega, a to jak z výpočtu manuálně naměřených hodnot beta a gamma, tak z jeho automatického odečtu, je vždy o něco vyšší než maximální hodnoty úhlů beta a gamma. Nicméně považujeme úhel omega za objektivnější měřítko, a to zejména ve smyslu dlouhodobého posuzování zevních vlivů na opotřebení závěsu.

Překvapením pro nás není větší opotřebení závěsu u nemocných s osteoartrózou, které se vši pravděpodobností vyplývá z větších nároků této skupiny nemocných na fyzické zatížení. Ze stejných důvodů bychom očekávali rovněž větší opotřebení závěsu u jedinců mužského pohlaví. Tento předpoklad však studie nepotvrdila. Důvodem by mohla být chyba malých čísel, protože v souboru bylo jen 5 mužů proti 11 ženám.

Praxe měření opotřebení volného závěsu uvedeným způsobem stojí zatím na začátku. Předpokládáme v budoucnu její rozvoj a další ověřování a zpřesňování jak v problematice pooperačních kontrol stále velmi často užívané totální náhrady loketního kloubu Coonrad-Morrey, tak i v oblasti dalších loketních náhrad založených na principu volného závěsu. Nelze vyloučit, že metoda najde své uplatnění při sledování jiných závěsových mechanismů, například rotačních závěsů u totální náhrady kolenního kloubu (obr. 71a, b).



Obr. 71. Složitá konstrukce rotačního závěsu u Guardian
a) sestava komponent, b) obraz na CT vyšetření

3.6 ZÁVĚR

Metoda manuálního i automatického odečtu volnosti závěsu totální náhrady loketního kloubu Coonrad-Morrey je technicky poměrně jednoduchá a s přijatelnou časovou a radiační zátěží nám poskytuje cenná data, která slouží nejen k pravidelným pooperačním kontrolám, ale i k dlouhodobému sledování souborů nemocných s rozdílným zátěžovým režimem.

Pro jednoduchou ambulantní praxi je nejvhodnější manuální odečet, kdy získáme základní představu o stavu závěsu. V případě dosažení kritických hodnot je na místě podrobnější vyšetření například pomocí programu ScanView.cz včetně ověření integrace dřívků obou komponent.

V budoucnosti předpokládáme modifikace metody pro další implantáty se závěsovým mechanismem.

ZÁVĚREČNÉ SHRNTÍ

Totální náhrada loketního kloubu založená na volném závěsu je v současné době metodou volby. Dlouhodobé klinické výsledky jsou v porovnání s nestišťnými mechanizmy srovnatelné nebo lepší. To znamená, že vliv volného závěsu nelze v žádném případě posuzovat jako negativní vstup. Další výhody volného závěsu spočívají v jednodušší operační technice a větší indikační šíři. Hlavním problémem většiny volných závěsů je opotřebení polyetylenových součástí závěsu, jimiž je potřebná volnost zajištěna. Metodika měření opotřebení volného závěsu Conrad-Morrey, kterou disertace předkládá, umožňuje nejen rychlé odečtení stavu závěsu z CT vyšetření sledovaného kloubu, ale s pomocí upraveného programu ScanView.cz také sledování míry opotřebení závěsu v letech nebo u skupin s různým pohybovým zatížením.

LITERATURA

- ALDRIDGE III, J. M., LIGHTDALE, N. R., MALLON, W. J., COONRAD, R. W.: Total elbow arthroplasty with the Coonrad/Coonrad-Morrey prosthesis. J. Bone Jt Surg., 88-B: 509-514, 2006.
- ALLIEU, Y., ZU RECKENDORF, G. M., DAUDE, O.: Long-term results of unconstrained Roper-Tuke total elbow arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. J. Shoulder Elbow Surg., 7: 560-564, 1998.
- ARAFILES, R. P.: A new technique of fusion for tuberculous arthritis of the elbow. J. Bone Jt Surg., 63-A: 1396, 1981.
- BAER, W. S.: Arthroplasty with the aid of animal membrane. Amer Jour Orth Surg., 16(1): 171, 1918.
- BAKSI, D. P., PAL, A. K., CHATTERJEE, N. D., BAKSI, D.: Prosthetic replacement of elbow in postburn bony ankylosis: long-term results. Int. Orthop., Aug. 33(4): 1001-1007, 2009.
- BASSI, R. S., SIMMONS, D., ALI, F., NUTTALL, D., BIRCH, A., TRAIL, I. A., STANLEY, J. K.: Early results of the Acclaim elbow replacement. J. Bone Jt Surg., Apr. 89(4): 486-489, 2007.
- BOEREMA, I., DE WAARD, D. J.: Osteoplastische verankerung von metallprothesen bei pseudoarthrose und bei orthoplastik. Acta Chir. Scand., 66: 511-524, 1942.
- BOYD, B. M. Jr., ROBERTS, W. M., MILLER, G. R.: Periarticular ossification following burns. South Med J., 52: 1048-1051, 1959.
- BRITTAIN, H. A.: Architectural principles in arthrodesis. Edinburgh, E&S Livingstone 1942.
- BRUMFIELD, R. H., VOLZ, R. G., GREEN, J. F.: Total elbow arthroplasty: a clinical review of 30 cases employing the Mayo and AHSC prostheses. Clin. Orthop. 158: 137-141, 1981.
- CANALE, S. T., BEATY, J. H.: Campbell's operative orthopaedics. 11th ed., Volume one: 219-224, 2008.

ČIHÁK, R.: Anatomie 1. Grada Publishing: 241-245, 2001.

DAINTON, J. N., HUTCHINS, P. M.: A medium-term follow-up study of 44 Souter-Strathclyde elbow arthroplasties carried out for rheumatoid arthritis. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 11(5): 486-492, 2002.

DEE, R.: Total replacement arthroplasty of the elbow joint for rheumatoid disease. *J. Bone Jt Surg.*, 54-B: 68-96, 1972.

DEE, R.: Five years experience with total replacement of the elbow in „Joint Replacement in the Upper Limb“: 89-92. I Mech E Conference Publications, London, 1977.

ENGELBRECHT, E., BUCHOLZ, H. W., RÖTTGER, J., SIEGEL, A.: Total elbow replacement with a hinge and a non-blocked system in „Joint Replacement in the Upper Limb“: 83-88. I Mech E Conference Publications, London, 1977.

EVANS, E. B., SMITH, J. R.: Bone and joint changes following burns. A roentgenographic study-preliminary report. *J. Bone Jt Surg.*, 41(5)-A: 785-799, 1959.

EVANS, E. B.: Orthopaedic measures in the treatment of severe burns. *J. Bone Jt Surg.*, 48(4)-A: 643-669, 1966.

EWALD, F. C., SCHEINBERG, R. D., POSS, R., THOMAS, W. H., SCOTT, R. D., SLEDGE, C. B.: Capitelocondylar total elbow arthroplasty. Two to five year follow up in rheumatoid arthritis. *J. Bone Jt Surg.*, 62(8)-A: 1259-1263, 1980.

GILL, D. R., MORREY, B. F.: The Coonrad-Morrey total elbow arthroplasty in patients who have rheumatoid arthritis. A ten to fifteen-year follow-up study. *J. Bone Jt Surg.*, 80-A: 1327-1335, 1998.

GOLDBERG, S. H., URBAN, R. M., JACOBS, J. J., KING, G. J., O'DRISCOLL, S. W., COHEN, M. S.: Modes of wear after semiconstrained total elbow arthroplasty. *J. Bone Jt Surg.*, 90-A: 609-619, 2008.

GRIM, M., DRUGA, R.: Základy anatomie. 1. Obecná anatomie a pohybový systém, 75-76, 2001.

GSCHWEND, N.: Die GSB-Elbogen-Endoprothese. *Arch. Orthop. Unfall. Chir.* 73: 316, 1972.

GSCHWEND, N., SCHEIER, N. H., BAEHLER, A. R.: Long-term results of the GSB III elbow arthroplasty. J. Bone Jt Surg., 81(6)-B: 1005-1012, 1999.

GSCHWEND, N.: Die GSB-Elbogenendoprothese. Arch. Orthop. Unfall. Chir., 73: 316, 1972.

GSCHWEND, N.: The elbow. The case for a linked replacement. Abstract book. 5th ERASS Congress, Burgenstock 1989.

HALLOCK, H.: Fusion of the elbow joint for tuberculosis, J. Bone Jt Surg. 14: 195, 1932.

HASS, J.: Die Mobilisierung ankylotischer Elbogen und Knie-gelenke mittels Arthroplastik. Langenbeck Arch. klin. Chir 160: 693, 1930.

HERBERT, J. J.: Traitement des ankyloses du coude dans le rhumatisme. Rév. Orthop. 44: 67, 1958.

CHATZIDAKIS, C.: Arthroplasty of the elbow using a vitallium prosthesis. International Surgery 53: 119-122, 1970.

IKAVALKO, M., LEHTO, M. U., REPO, A., KAUTIAINEN, H., HAMALAINEN, M.: The Souter-Strathclyde elbow arthroplasty. A clinical and radiological study of 525 consecutive cases. J. Bone Jt Surg., 84-B: 77-82, 2002.

INGLIS, A. E., PELLICCI, P. M.: Total elbow replacement. J. Bone Jt Surg., 62-A: 1252-1258, 1980.

JOHNSON, E. W., SCHLEIN, A. P.: Vitallium prosthesis for the olecranon and proximal part of the ulna. Case report with thirteen year follow up. J. Bone Jt Surg., 52-A: 721-724, 1970.

JOHNSON, J. R., GETTY, C. J., LETTIN, A. W., GLASGOW, M. M.: The Stanmore total elbow replacement for rheumatoid arthritis. J. Bone Jt Surg., 66(5)-B: 732-736, 1984.

JOST, B., ADAMS, R. A., MORREY, B. F.: Management of Acute Distal Humeral Fractures in Patients with Rheumatoid Arthritis. A Case Series. J. Bone Jt Surg., 90(10)-A: 2197-2205, 2008.

KAMINENI, S., O'DRISCOLL, S. W., URBAN, M., GARG, A., BERGLUND, L. J., MORREY, B. F., AN, K. N.: Intrinsic Constraint Of Unlinked Total Elbow Replacements – The Ulnotrochlear Joint. J. Bone Jt Surg., 87(9)-A: 2019-2027, 2005.

KLEINMAN, W. B.: Clinical Perspectives Cubital Tunnel Syndrome: Anterior Transposition as a Logical Approach to Complete Nerve Decompression. J Hand Surg. 24-A: 886-897, 1999.

KOLÁŘ, J., VRABEC, R.: Periarticular soft-tissue changes as a late consequence of burns. J. Bone Jt Surg., 41(1)-A: 103-111, 1959.

KUDO, H., IWANO, K., WATANABE, S.: Total replacement of the rheumatoid elbow with a hingeless prosthesis. J. Bone Jt Surg., 62-A: 277-285, 1980.

LANDOR, I., VAVŘÍK, P., JAHODA, D., GÜTTLER, K., SOSNA, A.: Total elbow replacement with the Souter-Strathclyde prosthesis in rheumatoid arthritis. J. Bone Jt Surg., 88-B: 1460-1463, 2006.

LANDOR, I., VAVŘÍK, P., JAHODA, D., POKORNÝ, D., BALLAY, R., SOSNA A.: Dlouhodobé zkušenosti s kombinovaným hydroxyapatitovým povrchem ARBOND v osteointegraci implantátu. Acta Chir. orthop. Traum., Čech., 76: 172-178, 2009.

LANDOR, I., VAVŘÍK, P., JAHODA, D.: Alopastika loketního kloubu. Acta Chir. orthop. Traum., Čech., 61: 68-76, 1994.

LEE, B. P., ADAMS, R. A., MORREY, B. F.: Polyethylene Wear After Total Elbow Arthroplasty. J. Bone Jt Surg., 87-A: 1080-1087, 2005.

LITTLE, CH. P., GRAHAM, A. J., KARATZAS, G., WOODS, D. A., CARR, J. A.: Outcomes of total elbow arthroplasty for rheumatoid arthritis: comparative study of free implants. J. Bone Jt Surg., 87-A: 2439-2448, 2005.

LONDON, J. T.: Resurfacing total elbow arthroplasty. Orthop. Trans., 2: 217, 1978.

LOWE, L. W., MILLER, A. J., ALLUM, R. L., HIGGINSON, D. W.: The development of an unconstrained elbow arthroplasty. A clinical review. J. Bone Jt Surg., 66(2)-B: 243-247, 1984.

- MANSAT, P.: Surgical treatment of the rheumatoid elbow. J. Bone Spine, 68: 198-210, 2001.
- MELLEN, R. H., PHALEN, G. S.: Arthroplasty of the elbow by replacement of the distal portion of the humerus with an acrylic prosthesis, J. Bone Jt Surg., 29-A: 348-353, 1947.
- MIGHELL, M. A., DUNHAM, R. C., ROMMEL, E. A., FRANKLE, M. A.: Primary semi-constrained arthroplasty for chronic fracture-dislocations of the elbow, J. Bone Jt Surg., 87(2)-B: 191-195, 2005.
- MORREY, B. F., ADAMS, R. A.: Semiconstrained arthroplasty for the treatment of rheumatoid arthritis of the elbow. J. Bone Jt Surg., 74-A: 479-490, 1992.
- MORREY, B. F., BRYAN, R. S., DOBYNS, J. H., LINSCHIED, R. L.: Total elbow arthroplasty. A five-year experience at the Mayo clinic. J. Bone Jt Surg., 63-A: 1050-1063, 1981.
- MÜLLER, M. E., ALLGOWER, M., SCHNEIDER, R., WILLENEGGER, H.: Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO group, ed. 2, Berlin, Springer-Verlag, 1979.
- MURPHY, J. B.: Ankylosis: Arthroplasty-Clinical and Experimental. JAMA. 27: 1-77, 1905.
- NEDERPELT, K. J.: Eight years of experience with endoprotheses for elbow joint. Acta orthop. belg., 41: 499-504, 1975.
- NICOL, A. C., BREME, N., PAUL, J. P.: A biomechanical analysis of elbow joint function. In: Joint replacement in upper limb. London, Institution of Mechanical Engineers, 45-51, 1977.
- OLLIER, L. X.: Démonstration anatomique de la reconstitution du coude après la resection souperiostale. Examen d'une série 106 cas. Zbl. Chir. 548, 1882.
- PARK, H., MOREAU, P. F.: Cases of the excision of carious joints. Glasgow, University Press 1805.
- PINSKEROVÁ, V., SAMUELSON, K. M., STAMMERS, J., MARUTHAINAR, K., SOSNA, A., FREEMAN, M. A.: The knee in full flexion: AN ANATOMICAL STUDY. J. Bone Jt Surg., 91-B: 830-834, 2009.

PÖLL, R. G.: Souter-Strathclyde total elbow arthroplasty: a prospective clinical study and a biomechanical investigation, Groen BV Leiden, 200-201, 1994.

PRITCHARD, R. W.: Flexible elbow joint replacement in „Joint Replacement in the Upper Limb“. London 63-68. I Mech E Conference Publications 5: 63-68, 1977.

RAHME, H.: The Kudo elbow prosthesis in rheumatoid arthritis. A consecutive series of 26 elbow replacements in 24 patients followed prospectively for a mean of 5 years. Acta Orthop Scand., 73: 251-256, 2002.

RING, D., JUPITER, J. B.: Operative release of complete ankylosis of the elbow due to heterotopic bone in patients without severe injury of the central nervous system. J. Bone Joint Surg., 85(5)-A: 849-857, 2003.

ROBINEAU, R.; Contribution a l'étude des protheses osseuses. Bull. Mim. Soc. Nat. Chir., 53: 886, 1927.

ROZING, P.: Souter-Strathclyde total elbow arthroplasty. J. Bone Jt Surg., 82-B: 1129-1134, 2000.

ROZKYDAL, Z., JANÍČEK, P., HAVLÍČEK, V., PAZOUREK, L.: Dlouhodobé výsledky CLS dříku u primární náhrady kyčle. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 76: 281-287, 2009.

ROZKYDAL, Z., JANÍČEK, P., TOMÁŠ, T., FLORIAN, Z.: Dlouhodobé výsledky CLS jamky u primární náhrady kyčle. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 76: 90-97, 2009.

ROZKYDAL, Z., JANÍČEK, P.: Cementovaný dřík TEP Poldi-Čech po 25 letech. Acta Chir. Orthop. Traum. Čech., 77: 284-290, 2010.

SETH, M. K., KHURANA, J. K.: Bony ankylosis of the elbow after burns. J. Bone Jt Surg., 67-B: 747-749, 1985.

SCHLEIN, A. P.: Semi-constrained total elbow arthroplasty. Clin. Orthop. 121: 222-229, 1976.

SCHUENKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U.: General anatomy and musculoskeletal system. Atlas of anatomy. Thieme Medical Publishers, Inc. 2007.

SONI, R. K., CAVENDISH, M. E.: A review of the Liverpool elbow prosthesis from 1974-1982. J. Bone Jt Surg., 66-B: 248-253, 1984.

SOUTER, W. A.: Anatomical trochlear stirrup arthroplasty of the rheumatoid elbow. In: Kashiwagi, D. (ed.): Elbow joint, Elsevier Science Publishers BV 1985.

SOUTER, W. A.: The evolution of total replacement arthroplasty of the elbow joint. In: Kashiwagi, D. (ed.): Elbow joint. Elsevier Science Publishers BV 1985.

SPIER, W.: Beitrag zur Technik der Druckarthrodese des Ellenbogengelenks, Monatsschr Unfallheilkd 76: 274, 1973.

STAPLES, O. S.: Arthrodesis of the elbow joint. J. Bone Jt Surg., 34-A: 207, 1952.

STREET, D. M., STEVENS, P. S.: A humeral replacement prosthesis for the elbow. Result in ten elbows. J. Bone Jt. Surg., 56-A: 1147-1158, 1974.

ŠŤASTNÝ, E., TRČ, T., HANDL, M., FRÝDL, J.: Střednědobé výsledky a naše zkušenosti s necementovanou endoprotézou kyčelního kloubu typu S. F. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 76: 487-494, 2009.

TANAKA, N., KUDO, H., IWANO, K., SAKAHASHI, H., SATO, E., ISHII, S.: Kudo total elbow arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis: a long-term follow-up study. J. Bone Jt Surg., 83(10)-A: 1506-1513, 2001.

THROCKMORTON, T., ZARKADAS, P., SANCHEZ-SOTELO, J., MORREY, B. F.: Failure Patterns After Linked Semiconstrained Total Elbow Arthroplasty for Posttraumatic Arthritis. J. Bone Jt Surg., 92-A: 1432-1441, 2010.

TRAIL, I. A., NUTTALL, D., STANLEY, J. K.: Survivorship and radiological analysis of the standard Souter-Strathclyde total elbow arthroplasty. J. Bone Jt Surg., 81-B: 80-84, 1999.

VAINIO, K.: Arthroplasty of the elbow in rheumatoid arthritis. J. Bone Jt Surg., 52-B: 193, 1970.

VALSTAR, L. R., GARLING, E. H., ROZING, P. M.: Micromotion of the Souter-Strathclyde total elbow prosthesis in patients with rheumatoid arthritis. 21 elbows followed for 2 years. Acta Orthop Scand., 73: 264-272, 2002.

VAN DER LUGT, J. C. T., GESKUS, R. B., ROZING, P. M.: Primary Souter-Strathclyde total elbow prosthesis in rheumatoid arthritis. J. Bone Jt Surg., 86-A: 465-473, 2004.

VAN GORDER, G. W.: Surgical approach in 'T' fractures of the humerus requiring open reduction. J. Bone Jt Surg., 22-A: 278-292, 1940.

VANĚČKOVÁ, M., SEIDL, Z., KRÁSENSKÝ, J., OBENBERGER, J., HAVRDOVÁ, E., VITÁK, T., DANEŠ, J.: Sledování objemu ložisek u roztroušené sklerózy mozkomíšní (tzv. lesion load) v obraze magnetické rezonance. Cesk Slov Neurol N, 65(3): 175-179, 2002.

VANĚČKOVÁ, M., SEIDL, Z., KRÁSENSKÝ, J., OBENBERGER, J., HAVRDOVÁ, E., VITÁK, T., DANEŠ, J.: Nové trendy v zobrazování magnetickou rezonancí u roztroušené sklerózy mozkomíšní. Technika MR volumetrie vyvinutá a prováděná naším pracovištěm. Česká radiologie, 56(6): 327-330, 2002.

VANĚČKOVÁ, M., SEIDL, Z., MAŠEK, M., KRÁSENSKÝ, J., OLEJÁROVÁ, M., GATTEROVÁ, J., FOREJTOVÁ, Š., ŠENOLT, L., PAVELKA, K., DANEŠ, J.: Volumetrické sledování chrupavky v obraze MR u gonartrózy. Česká radiologie, 58: 24-26, 2004.

VANĚČKOVÁ, M., SEIDL, Z., KRÁSENSKÝ, J., HORÁKOVÁ, D., HAVRDOVÁ, E., NĚMCOVÁ, J., DANEŠ, J.: Naše zkušenosti s MR monitorací pacientů s roztroušenou sklerózou v klinické praxi. Cesk Slov Neurol N, 73/106(6): 716-720, 2010.

VAVŘÍK, P., LANDOR, I., TOMAIDES, J., POPELKA, S.: Střednědobé výsledky u náhrad kolenního kloubu Medin Modular. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 76: 30-34, 2009.

WADSWORTH, T. G.: A new technique of total elbow replacement. Engineering in Medicine10: 69-74, 1981.

WEISSINGER, M., HELMREICH, C., PÖLL, G.: Results Covering 20 Years Use of the Cement-free Zweymüller Alloclassic Total Endoprosthesis of the Hip Joint – Výsledky implantace necementované endoprotézy kyčle Alloclassic podle Zweymüllera po 20 letech. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 77: 186-193, 2010.